

SVEUČILIŠTE U RIJECI
FAKULTET ZDRAVSTVENIH STUDIJA
PREDIPLOMSKI STRUČNI STUDIJ RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

Nikolina Brkić

ANALIZA DOZE ZRAČENJA KOD PRETRAGA NEUROKRANIJA IZVEDENE U
TEHNICI IZVEDBE “DUAL - ENERGY” I “SINGLE - ENERGY”
KOMPJUTORIZIRANOM TOMOGRAFIJOM

Završni rad

Rijeka, 2019.

UNIVERSITY OF RIJEKA
FACULTY OF HEALTH STUDIES
UNDERGRADUATE STUDY OF RADIOLOGIC TECHNOLOGY

Nikolina Brkić

ANALYSIS OF THE EFFECTIVE DOSE IN SINGLE AND DUAL ENERGY
COMPUTED TOMOGRAPHY OF THE NEUROCRANIUM

Final thesis

Rijeka, 2019.

Mentor rada: Maja Karić, bacc. radiol. tehn., mag. admin. sanit., predavač

Završni rad obranjen je dana _____ u/na _____,

pred povjerenstvom u sastavu:

1. _____

2. _____

3. _____

Izvješće o provedenoj provjeri izvornosti studentskog rada

Opći podatci o studentu:

Sastavnica	Fakultet zdravstvenih studija
Studij	Preddiplomski stručni studij Radiološka tehnologija
Vrsta studentskog rada	Završni rad
Ime i prezime studenta	Nikolina Brkić
JMBAG	0351003503

Podatci o radu studenta:

Naslov rada	ANALIZA DOZE ZRAČENJA KOD PRETRAGA NEUROKRANIJA IZVEDENE U TEHNICI IZVEDBE “DUAL - ENERGY” I “SINGLE - ENERGY” KOMPJUTORIZIRANOM TOMOGRAFIJOM
Ime i prezime mentora	Maja Karić, bacc.radiol.techn., mag.admin.sanit.
Datum zadavanja rada	30.03.2019.
Datum predaje rada	17.09.2019.
Identifikacijski br. podneska	22458949
Datum provjere rada	19.09.2019.
Ime datoteke	Nikolina Brkić Završni rad 2019.
Veličina datoteke	998.53K
Broj znakova	58576
Broj riječi	9688
Broj stranica	50

Podudarnost studentskog rada:

PODUDARNOST	
Ukupno	7%
Izvori s interneta	1%
Publikacije	2%
Studentski radovi	2%

Izjava mentora o izvornosti studentskog rada

Mišljenje mentora	
Datum izdavanja mišljenja	19.09.2019.
Rad zadovoljava uvjete izvornosti	<input type="checkbox"/>
Rad ne zadovoljava uvjete izvornosti	<input type="checkbox"/>
Obrazloženje mentora (po potrebi dodati zasebno)	

Datum

Potpis mentora

19. rujna 2019.

SADRŽAJ

1.	UVOD I PREGLED PODRUČJA ISTRAŽIVANJA.....	1
1.1	POVIJEST NASTANKA KOMPJUTORIZIRANE TOMOGRAFIJE	3
1.1.1	Prva generacija.....	5
1.1.2	Druga generacija	6
1.1.3	Treća generacija	7
1.1.4	Četvrta generacija	8
1.2	VIŠEDETEKTORSKI (SLOJNI) CT UREĐAJ	9
1.3	DIJELOVI CT UREĐAJA	10
1.3.1	Gantry.....	10
1.3.2	Rendgenska cijev	10
1.3.3	Detektori.....	11
1.4	DUAL I SINGLE-ENERGY CT	12
1.4.1	Dual-energy CT s dva izvora zračenja	13
1.4.2	Dual-energy CT s jednom cijevi – brza izmjena kV.....	14
1.4.3	Dual-energy CT sa slojevito postavljenim detektorima.....	14
1.4.4	Dual-energy CT s filtracijom rendgenske cijevi (TwinBeam)	15
1.4.5	Rekonstrukcijski algoritmi	16
1.4.6	Primjena dual-energy izvedbe u medicine	18
1.5	KLASIČNI PROTOKOL NEUROKRANIJA	19
1.6	PRINCIP STVARANJA I REKONSTRUKCIJE SLIKE (PARAMETRI SNIMANJA)	20
1.6.1	Prodornost (kV) i intenzitet snopa (mAs)	20
1.6.2	Efektivna doza zračenja	21
2.	CILJ ISTRAŽIVANJA	22
3.	MATERIJALI I METODE.....	23

4. REZULTATI	24
5. RASPRAVA.....	32
6. ZAKLJUČAK.....	35
7. SAŽETAK.....	37
7. SUMMARY.....	38
8. LITERATURA	39
9. PRILOZI.....	42
<i>Slike</i>	42
<i>Grafovi</i>	42
10. ŽIVOTOPIS PRISTUPNIKA	44

1. UVOD I PREGLED PODRUČJA ISTRAŽIVANJA

Radiološka dijagnostička metoda, kompjuterizirana tomografija (CT) koristi ionizirajuće zračenje za prikaz unutrašnjih organa, krvnih žila i koštanog sustava. Osnovni princip rada obuhvaća detektiranje atenuiranog ionizirajućeg zračenja te kroz metode rekonstrukcije stvaranje digitalne slike poprečnog presjeka unutarnjih struktura tijela. Svaki CT uređaj sastoji se od različitih komponenti odgovornih za stvaranje, obradu i evaluaciju slike. Kućište (eng. *gantry*), kao najznačajniji dio uređaja, sadrži rendgensku cijev za proizvodnju ionizirajućeg zračenja kojeg primaju nasuprotno postavljeni detektori. Uz navedeno, ostali dijelovi nužni za ispravan i kvalitetan rad CT-a uključuju sustav za hlađenje, radiotransparentni ležaj za pacijenta te radnu stanicu i sustav za arhiviranje podataka. [1]

Upotreba CT uređaja je raznovrsna - primarno se koristi u dijagnozi i evaluaciji patoloških procesa i proširenosti malignih bolesti. Također, biopsija vođena CT uređajem izvrstan je i efikasan postupak u dijagnostici potencijalno malignih procesa s ciljem patohistološke analize. Moderne generacije CT-a koje se koriste u intervencijskim angiografskim salama imaju mogućnost prikaza brze angiografije sa brzim vremenom skeniranja i visokom kvalitetom slike u svrhu liječenja stenoze arterija.

Zbog kratkog vremena skeniranja, CT je koristan i u dijagnostici cerebralnih patologija. Najčešće se upotrebljava u hitnim neurološkim stanjima i kraniotraumi. Uz upotrebu kontrastnog sredstva, omogućuje jasan i detaljan prikaz morfoloških i patoloških struktura. [2]

Nove tehnike skeniranja, kao što je dual-energy, razvile su se u svrhu unaprjeđenja procesa izvođenja pretrage i smanjenja doze zračenja. Glavna razlika između single i dual-energy CT-a upravo stoji iza broja rendgenskih cijevi (glava) u kućištu. Dual-energy označava korištenje dvije energetski različite rendgenske cijevi što omogućuje akvizicije s visokom ili niskom energijom. Utvrđeno je da je uvelike poboljšana kvaliteta dobivenih informacija kao i karakterizacija lezija u neuroradiološkoj dijagnostici. S druge strane, nekoliko istraživanja je dokazalo da je single-energy CT neurokranija, učinjen bez kontrasta, manjeg šuma te bolje prostorne rezolucije. [3]

U ovom završnom radu će se usporediti dual-energy i single-energy CT s osvrtom na pretragu neurokranija. Prikazat će se razlike u odnosu na konstitucije i principe rada uređaja, doze zračenja i korištenja kontrastnog sredstva. Istraživanjem će se utvrditi koja metoda, s obzirom na doze zračenja, je efikasnija i kvalitetnija na području radiološke dijagnostike.

1.1 POVIJEST NASTANKA KOMPJUTORIZIRANE TOMOGRAFIJE

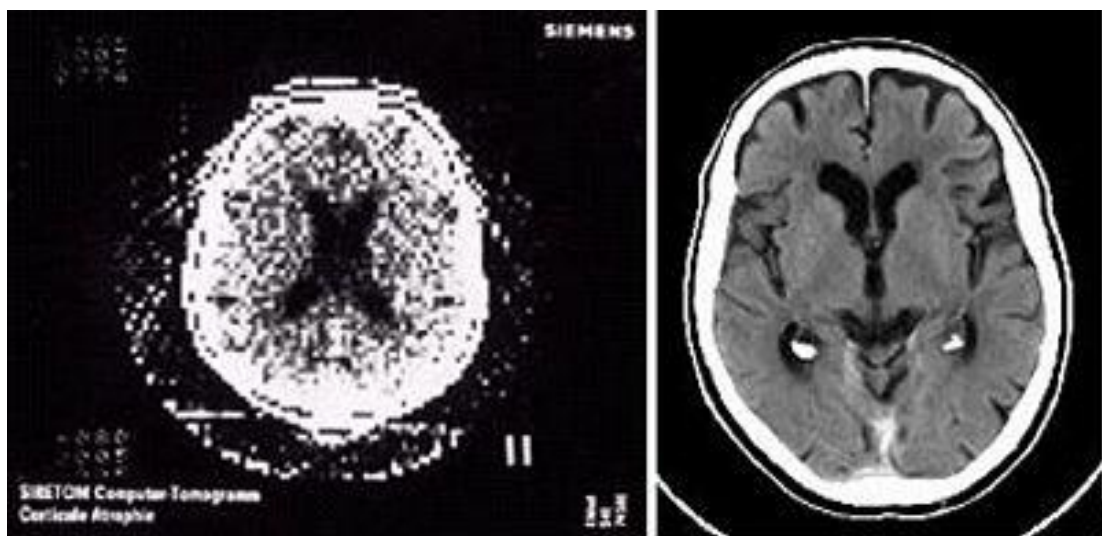
Rontgen-ovo otkriće rendgenskih (X) zraka 1895. godine dovelo je do znatnog razvoja medicine, posebice razvoja radiologije kao jedne od ključnih grana u otkrivanju patoloških promjena. Prva pojava radiograma, koji je prikazao kosti ruke Rontgenove supruge, uzrokovala je mnoge promjene u tadašnjem prikazu unutarnjih organa pacijenta. [1] Pojavom konvencionalne radiografije bilo je moguće u što kraćem vremenu dobiti sliku snimanog dijela tijela bolje rezolucije i manjeg šuma, dok je dijaskopija bila najbolja za prikaz gibanja organa te se koristi i danas, u manjoj mjeri. Kroz godine stariji radiološki postupci postepeno su usavršavani što je dovelo do razvoja novih tehnika slojevnog prikaza s točnijim prikazom organa te kraćim vremenom snimanja, kao što su kompjuterizirana tomografija i magnetna rezonanca. Otkriće kompjuterizirane tomografije revolucionariziralo je radiološku dijagnostiku, te se danas smatra kao najveće dijagnostičko otkriće.

Tomografija označava rotaciju rendgenske cijevi oko pacijenta uz kontstantno odašiljanje rendgenskog zračenja kroz snimani dio tijela. Korijeni tomografije započeli su u Japanu pod nazivom „Rotografija“, gdje su tijekom snimanja cijev i film tvorili krug od 360° oko tijela pacijenta. Tada su se još uvijek koristili film-folijski sustavi, što je podrazumijevalo fotokemijsku obradu filma koja je danas zamijenjena sa kompjuterskom obradom podataka te upotrebom detektora. Kompjuterizirana tomografija (CT) temelji se na principu tomografske metode s upotrebom rendgenskih zraka te obrade i rekonstrukcije digitalnih podataka računalom. [1]

Nakon definiranja termina „tomografija“, nekoliko znanstvenika je imalo velik doprinos u konstrukciji prvog CT uređaja. Teoriju transverzalnih (poprečnih) presjeka znanstvenik Watson je prvi osmislio i upoznao sa svijetom tadašnje tomografije. Međutim, zbog neadekvatnog i nedovoljnog prikaza detalja Watsonova teorija nije u potpunosti iskorištena. Austrijski znanstvenik i matematičar, Johann Radon prvi je dokazao mogućnost rekonstrukcije objekta iz nekoliko različitih projekcija koristeći složene matematičke formule. To je označavao početak današnjeg rekonstrukcijskog algoritma kojeg je izumio Alen Cormack. Koristeći fantom od aluminija i plastike (koji su predstavljali neurokranij i meko tkivo), Cormack je otkrio značenje atenuacijskog koeficijenta u rekonstrukciji slike. [4] Nadalje, sliku prvog aksijalnog prikaza glave postigao je Godfrey Hounsfield. [1]

Hounsfield i Cormack zaslužni su za današnji CT uređaj koji se koristi u bolnicama u svrhu otkrivanja patoloških promjena te vizualizacije organa kao pomoć pri kirurškim zahvatima. S postignućima kao što su prvi aksijalni presjek glave te algoritam koji se danas koristi za kompjutersku obradu, uspostavili su ključan princip proizvodnje visoko rezolucijskih snimaka unutrašnjosti ljudskog tijela. [1]

Razvojem stabilnijih rendgenskih cijevi kao i boljom konstrukcijom CT uređaja proizveden je današnji kompleksan multidetektorski CT uređaj. Na Slici 1. vidljive su velike razlike s obzirom na topogram neurokranija dobiven koristeći prvi CT uređaj 1971. i današnji multidetektorski CT uređaj. Topogram (desno) odlikuje visokom rezolucijom zbog većeg broja rekonstruiranih slojeva, dok prvi topogram (lijevo) vividno prikazuje piksele što ukazuje na manju prostornu i kontrastnu rezoluciju te umanjenu mogućnost zapažanja ključnih detalja neurokranija. Umanjeno vrijeme akvizicije također utječe na bolju kvalitetu slike. Klasično vrijeme snimanja prvog CT uređaja iznosilo je pet minuta, koje je danas umanjeno na svega nekoliko sekundi. [4]



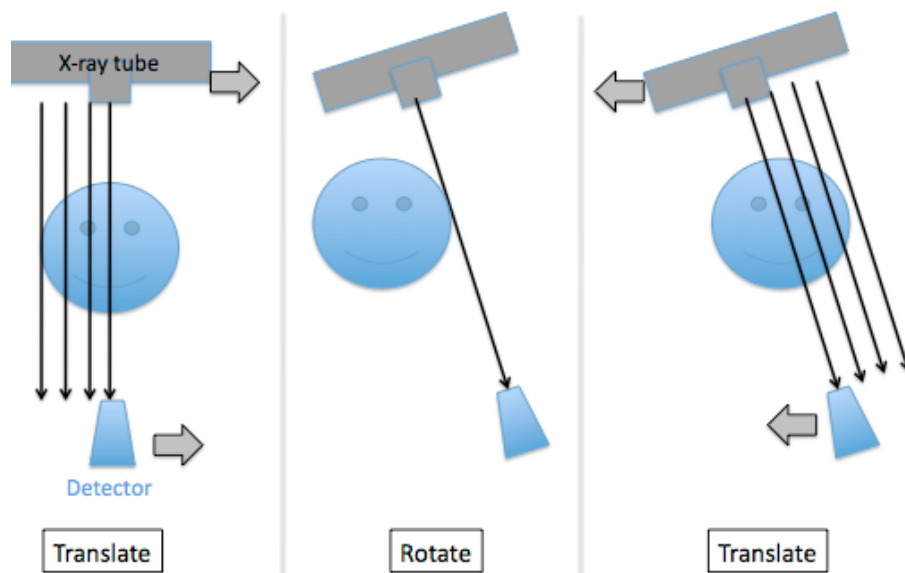
Slika 1. Topogram neurokranija od prvog CT uređaja (lijevo) i multidetektorskog CT uređaja (desno).

Izvor: Hsieh J. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. Bellingham, WA : SPIE Optical Engineering Press; 2003.

Današnjem CT-u prethodile su 4 generacije uređaja s različitim principom stvaranja slike.

1.1.1 Prva generacija

Prva generacija CT uređaja označavala je korištenje jednog izvora zračenja, X-cijevi, koji odašilje X-zrake u paralelno pozicioniran detektor u svrhu prikaza neurokranija. Uz pomoć pinhole kolimatora zračenje se emitiralo u obliku paralelnih putanja, oblika olovke. Detektor i cijev su bili međusobno povezani te se između nalazio snimani objekt. Proces stvaranja projekcije uključivao je poprečni pomak cijevi i detektora kada se odašiljalo zračenje i detektiralo u nasuprotno postavljen detektorski sustav koji se najčešće sastojao od dva detektora. Zatim su se detektori i cijev pomicali za jedan stupanj dok se nije postigao željeni prikaz objekta. [1] Zbog dugog vremena snimanja, koje je ponekad iznosilo 5 ili više minuta, CT se nije mogao koristiti u prikazu pluća, ili bilo kojih drugih organa čije pretrage su zahtijevale zaustavljanje disanja. Također, dugotrajna obrada podataka na računalu dodatno je povećala vrijeme izvedbe pretrage. [5] Shematski prikaz prve generacije CT uređaja nalazi se na Slici 2.

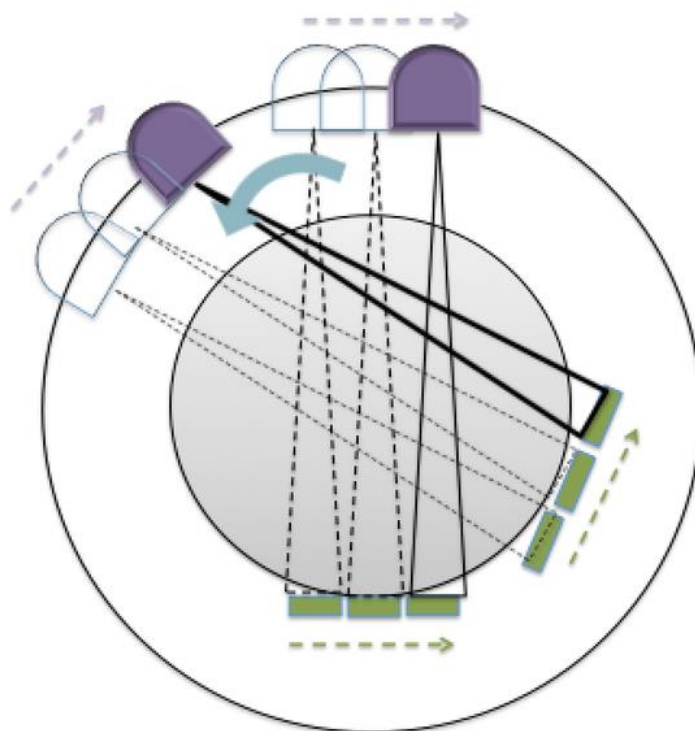


Slika 2. Shematski prikaz prve generacije CT uređaja.

Izvor: http://199.116.233.101/index.php/Generations_of_CT_Scanners

1.1.2 Druga generacija

Razlika između prve i druge generacije CT uređaja je u lepezastom snopu zračenja kojeg je prihvatao veći broj detektora, najčešće 30. [5] Snop zračenja kojeg je proizvodila X-cijev konstruiran je tako da je pri vrhu bio uži, dok je kraj zauzimao 10° [5] tijekom odašiljanja zračenja k detektorima. Princip stvaranja slike bio je isti kao kod prve generacije, tj. zahtijevalo je linearno pomicanje X-cijevi i detektora. Međutim, postojala je mogućnost akvizicije podataka u različitim kutovima, što je smanjilo vrijeme snimanja. Uz navedeno, zbog upotrebe velikog broja detektora, znatno je skraćena duljina akvizicije podataka. Projekcije za svaki sloj trajale su svega 18 do 20 sekundi. Bez obzira na veliku redukciju vremena pregleda, i dalje se crijeva, pluća i bubrezi nisu mogli snimati. [1] Problem kod druge generacije CT uređaja bila je lepezasta forma zračenja koja je rezultirala većoj količini raspršenog zračenja zabilježenom na detektorima i smanjenju prostorne rezolucije s povećanjem šuma završnog topograma. [5] Na Slici 3. shematski je prikazan lepezasti snop zračenja s većim brojem detektora koji je korišten u drugoj generaciji CT uređaja.

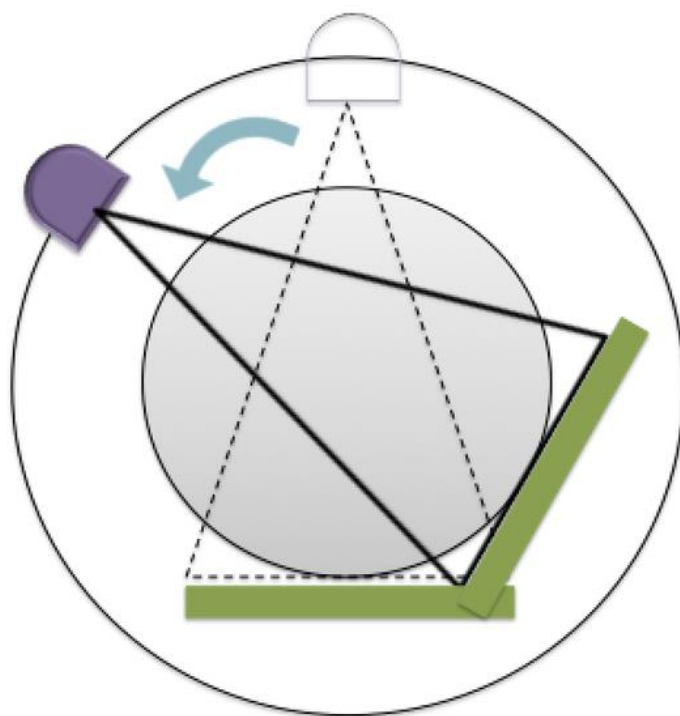


Slika 3. Shematski prikaz druge generacije CT uređaja (lepezasti snop zračenja s većim brojem detektora)

Izvor: http://199.116.233.101/index.php/Generations_of_CT_Scanners

1.1.3 Treća generacija

Princip stvaranja slike treće generacije zove se rotacijski tip zbog istodobnog kruženja cijevi i detektora oko pacijenta. [1] Rendgenska cijev proizvodi divergentni snop zračenja širine $45-55^\circ$ [5] obuhvaćajući cijeli linearni detektorski sustav koji je dosegao brojeve veće od 700, [5]. Transverzalno-poprečni put cijevi zamijenjen je rotacijom. Rendgenska cijev i detektori gibali su se po kružnoj putanji pri velikim brzinama što je smanjilo vrijeme ekspozicije pacijenta. To je omogućilo izvođenje pretrage crijeva, jetre i bubrega koje se nisu prethodno mogle snimati zbog pokreta organa. [1] Nedostatak ove generacije je pojava „ring artefakta“ što označava prstenaste tvorbe na tomografskim snimkama koje degradiraju njihovu visoku rezoluciju. Lažne informacije i pogrešne dijagnoze su moguće posljedice *ring artefakt*-a. Korištenjem detektora visoke kvalitete i dnevne provjere kalibracije, pojava *ring artefakt*-a svedena je na minimum. [6] Shema treće generacije CT uređaja s linearnim detektorskim sustavom prikazana je Slikom 4.

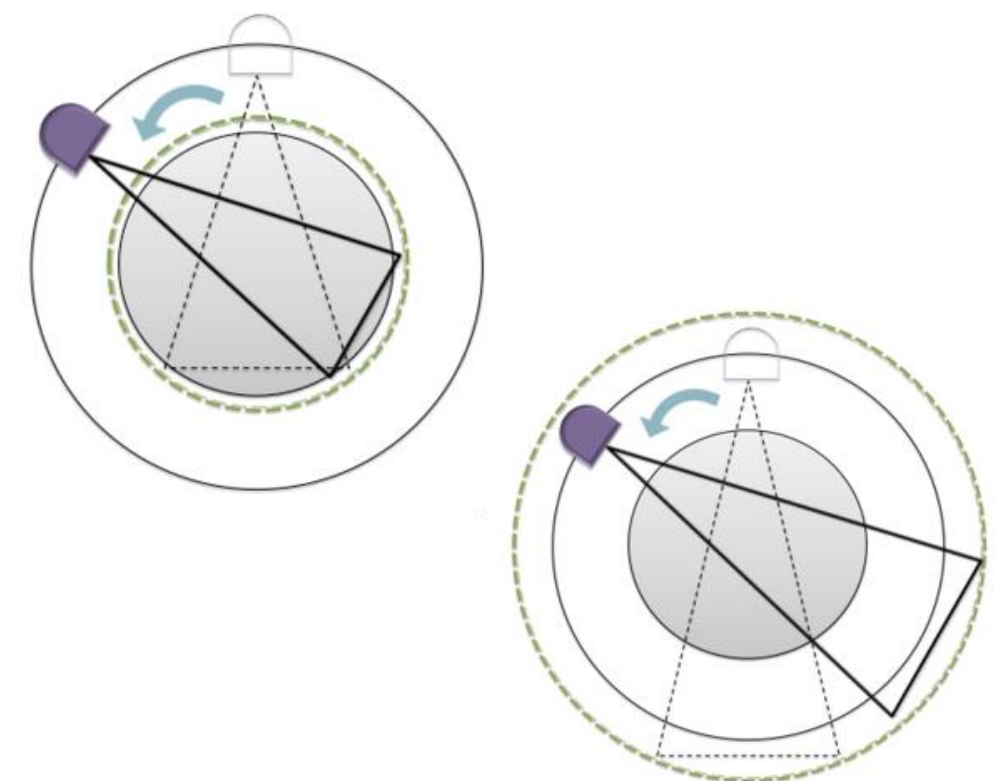


Slika 4. Shematski prikaz treće generacije CT uređaja s linearnim detektorskim sustavom.

Izvor: http://199.116.233.101/index.php/Generations_of_CT_Scanners

1.1.4 Četvrta generacija

Četvrta generacija CT uređaja konstruirana je u svrhu poništavanja *ring artefakt-a*. Umjesto linearno postavljenih detektora, u ovom slučaju detektori su kružno stacionarno pozicionirani oko pacijenta što je označavalo samo rotaciju X-cijevi oko pacijenta. [1] To je rezultiralo smanjenjem vremena skeniranja s obzirom na prijašnje generacije. Kako bi se zračenje detektiralo na svim kutevima, bilo je potrebno povećati broj detektora na 1000, čime je cijeli CT uređaj bio znatno skuplji. Ako bi smanjili broj detektora na 500, pojavile bi se praznine između detektora te bi se smanjila učinkovitost u proizvodnji adekvatnih topograma. Nadalje, raspršeno zračenje je predstavljalo veliki problem jer se kolimatori nisu mogli koristiti. Pojavom višedetektorske kompjuterizirane tomografije (multi-slice CT), četvrta generacija CT uređaja u potpunosti je izašla iz upotrebe. [7] Na Slici 5. shematski je prikazana četvrta generacija CT uređaja



Slika 5. Shematski prikaz četvrte generacije CT uređaja.

Izvor: http://199.116.233.101/index.php/Generations_of_CT_Scanners

1.2 VIŠEDETORSKI (SLOJNI) CT UREĐAJ

Razlika između konvencionalnog i višeslojnog CT uređaja je u količini detektora postavljenih unutar *gantry*-a tako da okružuju snimani objekt. Višedetorski CT (MSCT) koristi nekoliko paralelnih redova detektora što rezultira u stvaranju topografskih slika u više slojeva. Najčešće se koriste dva ili četiri reda detektora, iako postoje uređaji koji upotrebljavaju 8 ili 16 redova detektora. [8] Bitna je i količina detektora u smjeru gibanja X-zrake, koja najčešće rangira između 700 i 900. Nadalje, postoji nekoliko shema oblikovanja detektora što ovisi o proizvođaču CT uređaja. Mogu biti strukturirani kao matriks gdje detektori istih dimenzija tvore jedinstvenu mrežu. Zbog navedene konstrukcije, MSCT proizvodi vrlo tanke slojeve, svega 0,5 milimetara snimanog objekta po projekciji. [9]

Kako bi MSCT ispravno radio, potrebno je postići uniformnost u radu rendgenske cijevi i detektora, tj. uskladiti kolimaciju X zračenja s odgovarajućom količinom detektora čime patološke promjene unutar tijela pacijenta vjerodostojno odgovaraju topogramu vidljivom na računalu. Uz navedeno, ispravna kolimacija X cijevi ovisno o području koje se snima, za što je odgovoran radiološki tehnolog, od velikog je značaja. [10]

Osim razlike u broju detektora koji prihvaćaju emitirano zračenje, metoda rekonstrukcije kao i vrsta skeniranja je drukčija. Rendgenska cijev ne odašilje zračenje red po red, nego spiralno tj. pravi Z putanju. Upotrebom višerednog detektorskog sustava i spiralnog skeniranja uvećana je količina podataka po rotaciji cijevi. [5] Zbog mnogo rekonstruiranih tankih slojeva, oštrina slike je visoka te jednaka u bilo kojem voxelu, tj. MSCT ima veliku izotropsku rezoluciju. [9] Također smanjeno je vrijeme skeniranja pacijenta što omogućuje EKG *gating* kao i CT koronarografiju, koje nisu bile moguće zbog duljeg vremena akvizicije prijašnjih CT uređaja. Rekonstruirani topogrami su visokih rezolucija te se izvrsno mogu prikazati mikrostrukture koje su na konvencionalnom CT-u nevidljive. [5]

1.3 DIJELOVI CT UREĐAJA

Svaki CT uređaj sastoji se od nekoliko glavnih komponenti gdje svaka ima specifičnu ulogu pri stvaranju i obradi slike. *Gantry*, u kojem se nalaze rendgenska cijev i detektori, odgovorni su za stvaranje rendgenskog zračenja i odašiljanje kroz tijelo u detektore, dok se na računalu odvija proces obrade podataka. Stol za pacijenta i konzola za analizu slika su osnovni dijelovi svakog radiološkog uređaja. Uz navedeno, svaki CT uređaj sadrži sustav za hlađenje i rotaciju.

1.3.1 Gantry

Ključna komponenta svakog CT uređaja je ovalno oblikovan *gantry*, tj. kućiše koje sadrži otvor za longitudinalno gibanje stola za pacijenta. Otvor je najčešće promjera 50-70 cm kako bi podržavao pacijente šireg raspona ramena. Zbog velikih brzina rotacije rendgenske cijevi i detektora, *gantry* je osmišljen s težinom većom od dvije tone. Svaki *gantry* funkcionira sa tehnikom *slip ring*-a koja omogućuje neprekidne vrtnje cijevi i detektora oko pacijenta bez zaustavljanja i preplitanja elektroda. *Slip ring* označavaju paralelne prstenaste strukture koje povezuju stacionarne strukture tj. detektore i cijev. [9]

Na prednjoj strani kućišta nalazi se ekran koji prikazuje vrijeme skeniranja i apliciranja kontrastnog sredstva te upozorava kada je prisutno zračenje. Uz navedeno, lateralno od otvora pozicionirane su tipke za pomicanje stola.

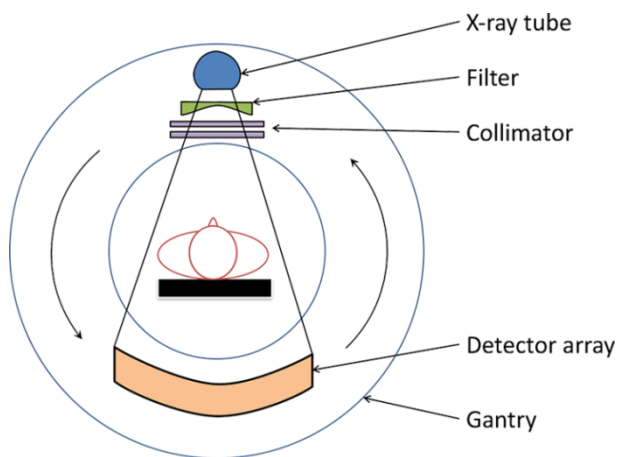
1.3.2 Rendgenska cijev

Svaka rendgenska cijev je građena od staklenog oklopa kako bi podnosila visoke temperature tijekom oslobađanja elektrona djelovanjem visokog napona iz generatora. Glavna dva elementa svake cijevi su katoda i anoda. Iz katode se oslobađaju elektroni koji se usmjeravaju na anodu, tj. pozitivni pol napona. Zbog svoje građe, anoda može apsorbirati velike količine topline. Rendgenska cijev može sadržavati stacionarnu ili rotirajuću anodu, gdje je prednost rotirajuće anode veća slobodna površina za primanje negativnih elektrona iz katode.

Tijekom putovanja elektrona iz katode u anodu, emitira se rendgensko zračenje, tj fotoni visokih i niskih energija. [11] Kako bi se uklonile niske energije fotona, koje proizvode nepotrebno raspršeno zračenje i smanjuju kvalitetu slike, koristi se kolimator. [4]

1.3.3 Detektori

Glavna funkcija detektora je ispravno pretvoriti rendgensko zračenje u električni signal koji odgovara intenzitetu i atenuaciji zračenja s obzirom na različita tkiva. Specifikacije svakog detektora u MSCT uređaju moraju uključivati visoku razinu apsorpcije zračenja, podnošenje visokih količina napona kao i neosjetljivost na susjedne detektore. [11] Detektori su najčešće građeni od natrijeva jodida upravo zbog navedenih zahtjeva. [1] Konstrukcija klasičnog CT uređaja prikazana je Slikom 6.



Slika 6. Shematski prikaz konstrukcije CT uređaja. Izvor:

<https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/ct-equipment>

Stol za pacijenta građen je od radiotransparentnog materijala tj. karbonskih niti kako ne bi apsorbirao zračenje i degradirao kvalitetu pojavljivanjem na topogramu. Čvrste je građe i vrlo stabilan pa može podnositi težine veće od nekoliko stotina kila. Postoje dva smjera gibanja: vertikalni (podizanje prema gore i dolje) te horizontalni za namještanje pacijenta unutar otvora *gantry*-a.

Konzola za upravljanje uređaja i rekonstrukciju slika nalazi se iza zida građenim od olova za zaštitu od raspršenog zračenja. U konzoli nalazi se nekoliko računala gdje se obavljaju radnje kao što su: pozicioniranje pacijenta, određivanje parametara snimanja te kontrola kontrastnog sredstva. Nakon dovršene pretrage, u postprocesingu obavlja se 3D rekonstrukcija snimanog objekta.

1.4 DUAL I SINGLE-ENERGY CT

Poznato je da klasični MSCT uređaj koristi jedan heterogeni snop, tj. snop s različito visokim i niskim energijama kojeg proizvodi jedna rendgenska cijev. Navedena tehnika single-energy CT-a (SECT) koristila se niz godina, te se i danas koristi. 1970-ih godina [13] u području radiologije osmišljena je nova tehnika izvedbe kojoj je osnova simultana izmjena visokih i niskih napona nazvana dual-energy kompjuteriziranom tomografijom (DECT). [12] Zbog svoje građe, takav CT uređaj proizvodi dva energijska spektra koji, ovisno o atenuaciji tkiva, različito utječu na sliku i omogućavaju raznovrsne primjene u pretragama neurokranija, toraksa, tiroidne žlijezde te abdominalnih organa. [19] Kod SECT-a za stvaranje jednog topograma neurokranija izvor napona standardno se postavlja na 120 kV [12], dok se kod dual-energy CT-a najčešće koriste naponi 80 - 100 kV za niske energije, te visoki energijski spektar proizvodi se s većom količinom napona, otprilike između 140 i 150 kV. [14]

Zbog sumnje da se korištenjem navedene tehnike emitira velika količina zračenja koju u konačnici apsorbira pacijent, DECT se nije upotrebljavao 30 godina. Međutim, razvojem tehnologije i medicine, znanstvenici su uspostavili osnove za ispravnu implementaciju u svakodnevni klinički rad. Kvaliteta slike nastala DECT-om morala je biti ekvivalentna ili naprednija od kvalitete slike nastale sa single-energy CT-om, te efektivna doza trebala je odgovarati ili iznositi manje nego doza koju pacijent primi pri pregledu sa SECT-om. Stoga je kroz niz godina razvijeno nekoliko generacija DECT-a s različitom konstrukcijom *gantry*-a te prednostima i nedostacima. [13]

Dual-energy CT u kliničkom bolničkom centru Rijeka i Sušak uveden je sredinom 2018. godine, pretežito u pretragama neurokranija za diferencijaciju tumora od zdravog tkiva. Riječki CT uređaj sadrži dvije rendgenske cijevi i set detektora za svaku cijev.

1.4.1 Dual-energy CT s dva izvora zračenja

Prvi osmišljeni DECT sustav sadrži dvije cijevi te standardni detektorski sustav. Orijentirane poprečno pod 90° , svaka cijev je odgovorna za stvaranje visokog ili niskog energijskog spektra. [13] Ovisno o veličini i težini pacijenta, samostalno se postavlja izvor struje i napona za svaku pretragu što ujedno povećava kontrast slike. [15] Nadalje, dodatno se može postaviti filter za cijev visokih energija koji uklanja niske energije te čini rendgenski snop tvrdim i homogenim. Najčešće se koriste energije 80/140 kV za akvizicije, iako je moguće povećati nižu skalu na 100 kV korištenjem drugog filtera. Nedostatak prve generacije DECT-a je poprečno raspršeno zračenje zbog pozicije rendgenskih cijevi, koje degradira sliku i povećava šum spriječavajući radiolozima ispravnu interpretaciju nalaza i postavljanje dijagnoze. Također, field of view (FOV) je ograničen na manje od 35 cm jer je *gantry* popunjen s tri bitne komponente stoga nije moguće povećati redove detektora. [13] Na Slici 7. prikazan je dual-energy CT s dva izvora zračenja.

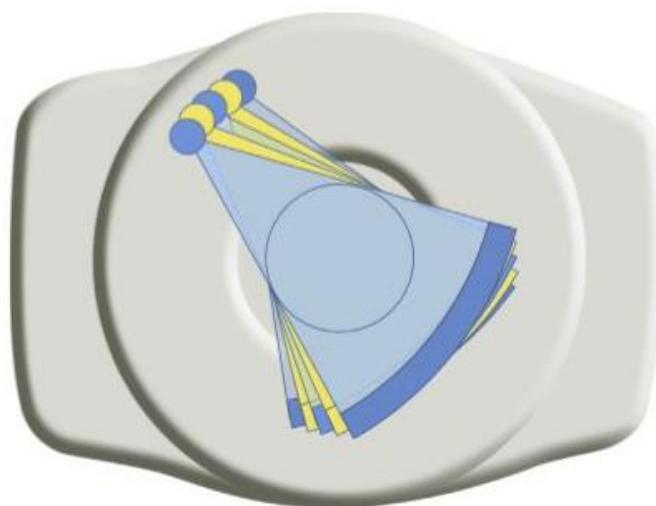


Slika 7. Dual-energy CT s dva izvora zračenja.

Izvor: Forghani R, De Man B, Gupta R, Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage and Implementation: Part 1 and 2. *Neuroimaging Clin N Am* 27. 2017; 371–384

1.4.2 Dual-energy CT s jednom cijevi – brza izmjena kV

Konstantno brze izmjene između 80 i 140 kV na jednoj rendgenskoj cijevi regeneriraju različite energije koje prikuplja detektor od granita velike osjetljivosti. Potpuno odvojeno se prikupljaju podaci i rekonstruiraju posebnim algoritmom. FOV je povećan do 50 cm, što je prednost kod pacijenata velikih visina i u pretragama koje zahtijevaju veće područje snimanja. Problem može predstavljati generator koji, kako bi uređaj ispravno radio, mora podnositi milisekundno brze izmjene struje i napona. Međutim s ispravnom konstrukcijom jakog generatora, to se može izbjeći. [13] *Gantry* se sporije rotira nego kod klasičnog uređaja što označava problem s artefaktima micanja kod pregleda srca. Nadalje, uspostavljeno je da, zbog fotona različitih energija, povećana je radijacijska doza pacijenta kako bi se osigurala valjana kvaliteta slike. [15] Koncept brze izmjene kV u dual-energy CT uređaju prikazan je Slikom 8.

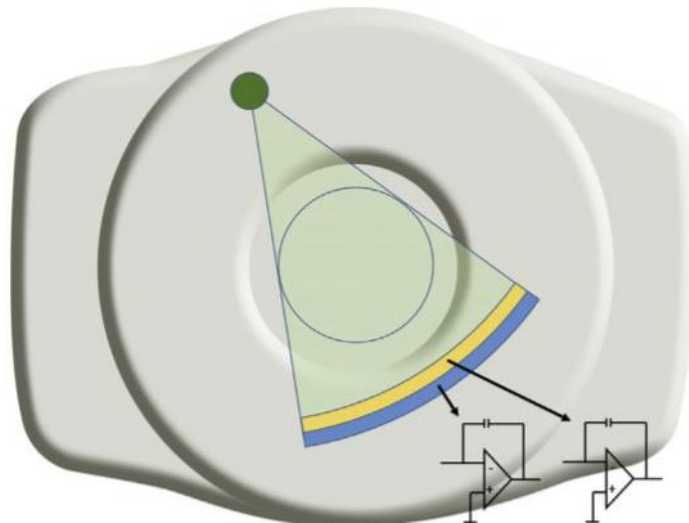


Slika 8. Dual-energy CT uređaj s brzom izmjenom kV. Izvor: Forghani R, De Man B, Gupta R, Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage and Implementation: Part 1 and 2. Neuroimag Clin N Am 27. 2017; 371–384

1.4.3 Dual-energy CT sa slojevito postavljenim detektorima

Za razliku od prethodne dvije generacije DECT-a, kod kojih tvorba različitih energetske spektra ovisi o rendgenskoj cijevi, razdvajanje visokih i niskih energija iz jednog polikromatskog izvora odvija se na bazi slojevitog detektora. Takav DECT sastoji se od slojevito postavljenih scintilacijskih detektora gdje prvi u nizu apsorbira niže energije zbog građe itrija, dok ostatne visoke energije padaju na drugi gadolinij detektor. [15] Detektori

moraju imati veliku prostornu osjetljivost kako bi ispravno prepoznali valjane energije. Nadalje, svaka akvizicija odvija se pri većem izvoru napona, otprilike 120 do 140 kV, što je odlično za pacijente veće građe. Suprotno tome korištenjem nižih kV, detektor nema sposobnost oštrog razlikovanja niskih energije te slike su smanjenog kontrasta. Prednost korištenja slojevnih detektora predstavlja FOV veći od 50 cm te izostanak raspršenog zračenja koji uzrokuje velike probleme kod prve generacije DECT-a. [13] Na Slici 9. prikazani su slojevito postavljeni detektori u dual-energy CT uređaju.



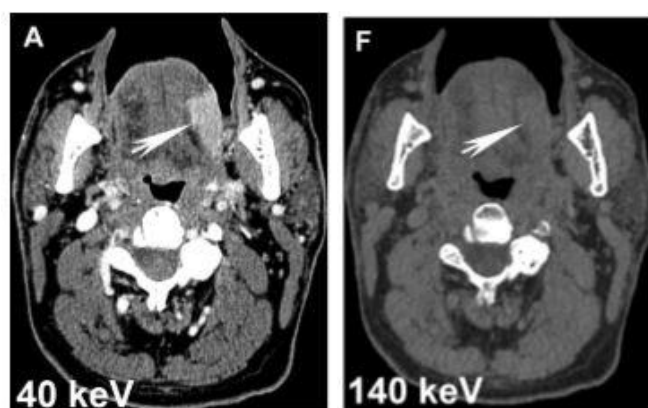
Slika 9. Slojevito postavljeni detektori u dual-energy CT uređaju. Izvor: Forghani R, De Man B, Gupta R, Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage and Implementation: Part 1 and 2. *Neuroimag Clin N Am* 27. 2017; 371–384

1.4.4 Dual-energy CT s filtracijom rendgenske cijevi (TwinBeam)

Takozvani *TwinBeam* dual-energy CT označava upotrebu zlata i kositra kao granidbenog filter materijala odmah pri izlasku rendgenskog zračenja razdvajajući ga na niske i visoke energije. Zbog istovrsne građe uređaja sa promjenom u dodatnom filteru, implementacija u već postojeći CT uređaj je lako moguća. Maksimalno područje snimanja (FOV) jednako je kao kod prošle generacije. Iako je relativno nova tehnika koja nije u potpunosti proučena, zaključen je glavni problem *twinbeam*-a – fokus detektora apsorbira izmiješane energije. U konačnici, slika postane mutna te se ne može upotrebiti za rekonstrukciju slike što dovodi do gubitka potrebnih informacija. [13]

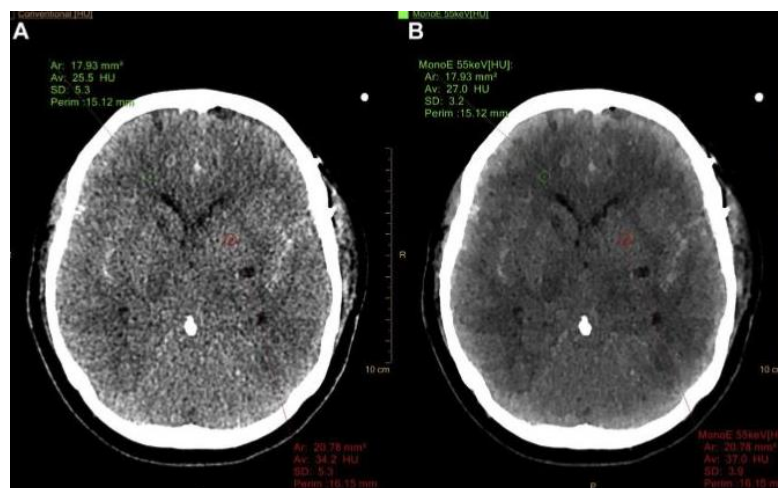
1.4.5 Rekonstrukcijski algoritmi

Prije opisivanja različitih rekonstrukcijskih algoritama i činjenica koje ih obilježavaju, potrebno je opisati fizikalni princip u pozadini CT uređaja. Dva veoma bitna procesa su zaslužna za različite atenuacije u DECT uređaju – fotoelektrični efekt i Comptonovo raspršenje. Fotoelektrični efekt označava odašiljanje elektrona iz K ljuske pri djelovanju fotona različite energije od energije vezanja samog elektrona u jezgri. Kako bi fotoelektrični efekt bio valjan, energija fotona koja djeluje na elektron mora biti nešto veća od energije vezanja, u suprotnom se na slici ne prikazuju nijanse sive skale. Comptonovo raspršenje ovisi o energiji ulaznih fotona, dok fotoelektrični efekt se odvija sukladno s atomskim brojem (Z), tj. brojem protona. Tkiva koja imaju veći atomski broj isticat će se više zbog veće atenuacije, kao što su jod (ključan u kontrastnim sredstvima) te kalcij (kosti). Na tkiva s manjim atomskim brojem (kisik, vodik, ugljik) najviše djeluje Comptonovo raspršenje. [14] Ovisno o navedenom tehničkom aspektu, moguće je razlikovati tkiva s obzirom kako atenuiraju visoke i niske energije. Tri klasična rekonstrukcijska algoritma uključuju virtualne monokromatske slike (VMI), *weighted average* slike (WA) i *material decomposition* mape. Virtualne monokromatske slike predstavljaju različite mogućnosti energetskih razina izgleda slike u slučaju da je korišten monokromatski snop. Odnosno kao da su tkiva atenuirala samo jednu energiju. Raspon energija potreban za dobivanje VMI-a je između 40 i 140 keV. [16] Na Slici 10. prikazane su virtualne monokromatske slike vrata nastale energijom od 40keV (lijevo) i 140 keV (desno).



Slika 10. Virtualne monokromatske slike vrata nastale energijom od 40 keV (lijevo) i 140 keV (desno). Izvor: Forghani R, De Man B, Gupta R, Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage and Implementation: Part 1 and 2. Neuroimag Clin N Am 27. 2017; 371–384

Mnoga istraživanja zaključila su da korištenjem energija između 60 i 75 keV, virtualne monokromatske slike su manjeg šuma i bolje kvalitete u usporedbi sa single-energy CT-om. [17] Usporedba kraniograma nastalog single-energy CT-om (lijevo) i VMI neurokranija s 55 keV (desno) prikazana je Slikom 11.



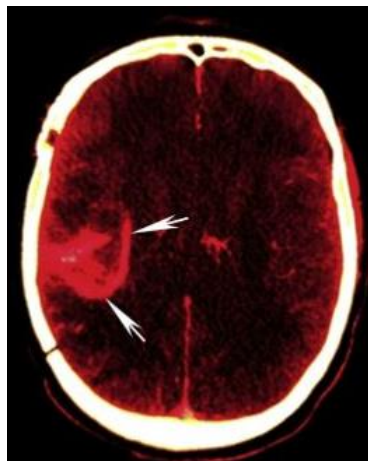
Slika 11. Kraniogram nastao single-energy CT-om (lijevo) i VMI neurokranija s 55 keV (desno). Izvor: Forghani R, De Man B, Gupta R, Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage and Implementation: Part 1 and 2. Neuroimag Clin N Am 27. 2017; 371–384

Dok VMI nastaju spajanjem visokih i niskih energija, *weighted average* slike proizvode se rekonstrukcijski miješanjem dviju energija za kliničku upotrebu. Najčešće se koristi veći udio visokih energija kako bi tkiva atenuirala više energije za što je zaslužan fotoelektrični efekt. Svrha VMI I WA rekonstrukcija je omogućiti radiolozima interpretaciju i analizu slike koja podsjeća na onu nastalu sa SECT-om. Na Slici 12. prikazan je primjer *weighted average* slike neurokranija.

Slika 12. Weighted average slika neurokranija. Izvor: Forghani R, De Man B, Gupta R, Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage and Implementation: Part 1 and 2. Neuroimag Clin N Am 27. 2017; 371–384



Material decomposition mape obilježavaju kompletan koncept dual-energy CT-a. Tkiva na osnovi svoje građe razlikuju se po količini atenuacije energetske razina, kako je prethodno spomenuto. Ako se unutar voxela nalaze 2 ili 3 različita materijala, od kojih su dva niskog atomskog broja i jedan visokog (kalcij ili jod) putem rekonstrukcije izolira se kalcij/jod te se računa količina i lokacija distribucije. Međutim, ako se ujedno odstrane kalcij i jod rezultat je virtualna nativna mapa. Mape joda odlične su za razlikovanje tumora štitnjače od normalnog tkiva. [13,16] Mapa joda neurokranija prikazana je Slikom 13.



Slika 13. Mapa joda neurokranija. Izvor: Forghani R, De Man B, Gupta R, Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage and Implementation: Part 1 and 2. Neuroimag Clin N Am 27. 2017; 371–384

1.4.6 Primjena dual-energy izvedbe u medicini

Dual-energy CT zbog rekonstrukcijskih map i te specifičnih osobina tehnike trenutno pronalazi mnoge primjene u prikazu neurokranija, torakalnih i abdominalnih organa, posebice mokraćnog, venskog i koštanog sustava. Međutim, svakodnevno se provode istraživanja za nove primjene u prikazu ostalih organskih sustava s optimiziranom dozom i kvalitetom slike. WA i VMI rekonstrukcije koriste se najčešće za određivanje lokacije i proširenosti patoloških procesa neurokranija, najčešće malignih tumora za određivanje terapije. [16] Na virtualnim mapama bez kontrasta zabilježene su razlike između intrakranijalnog krvarenja i ekstrasvazacije kontrasta (mrlja). Catherine M. Phan i suradnici na Odjelu za radiologiju u Bostonu 2012. godine istraživali su karakteristike dual-energy CT-a u prepoznavanju intrakranijalnog krvarenja te su ustanovili da usporedno sa single-energy CT-om efektivna doza je manja. Usprkos tome što su DECT slike povećanog šuma, i dalje njihova korist nadmašuje slike SECT-a. [18]

1.5 KLASIČNI PROTOKOL NEUROKRANIJA

Prije izvođenja pretrage potrebno je pacijentu objasniti postupak snimanja te korištenja kontrastnog sredstva. Također, radiološki tehnolog mora zatražiti od pacijenta visinu i težinu koja je ključna u određivanju količine kontrastnog sredstva koji će se aplicirati.

Intravenska kanila postavlja se najčešće u kubitalnu venu i povezuje se na automatsku špricu. Tijekom izvođenja pretrage, pacijent leži na stolu, ruke su spuštene uz tijelo te glava u posebnom nosaču fiksirana trakom spriječavajući pomicanje glave. Pacijenta se namješta na stol pomoću lasera koji olakšavaju orijentiranje s obzirom na anatomske strukture. Sagitalna linija je okomita te prati sredinu lica dok poprečna je u razini vanjskog slušnog hodnika odnosno prati orbitomeatalnu liniju. Glava pacijenta mora biti simetrično postavljena, bez ukošenja na lateralne strane, zbog preglednosti slike.

Snimanje se izvodi uz nagib *gantry* 15° kranijalno izbjegavajući pritom očnu leću. Međutim, ako CT uređaj nema takvu mogućnost sam usmjerava zračenje izvan područja očiju. Početno se napravi nativni lateralni topogram, skeniranjem kaudokranijalno odnosno od brade do tjemena. Topogram služi kao orijentacija pri dobivanju sagitalne i koronarne rekonstrukcije. Na računalu prethodno je određen FOV otprilike 25 cm koji najčešće obuhvaća i veći prostor iznad glave. [20]

Količina kontrastnog sredstva koja se aplicira ovisi o konstituciji pacijenta tj. visini i težini, te najčešće rangira između 60 i 100 mL. Odgođeni postkontrastni sken izvodi se pet minuta nakon apliciranja kontrasta tek kada laseri prođu kroz cerebralnu barijeru.

Dobiveni podaci na računalu uključuju dvije mekotkivne i dvije koštane rekonstrukcije s različitom debljinom sloja koji služe za arhivu na PACS sustav i 3D rekonstrukciju.

1.6 PRINCIP STVARANJA I REKONSTRUKCIJE SLIKE (PARAMETRI SNIMANJA)

Rendgenske zrake prolaskom kroz snimani objekt se atenuiraju i prikupljaju na detektoru koji ih pretvara u digitalni zapis. Procesom rekonstrukcije izračunava se koeficijent atenuacije za svaki piksel (najmanji element slike) kojem se pridodjeljuje jedna nijansa sive skale. Nijansa sive skale omogućuje razlikovanje različitih tkiva s obzirom kako atenuiraju rendgenske zrake, bojama između crne i bijele. U procesu rekonstrukcije koriste se matematički brojevi – Hounsfieldove jedinice, koje odgovaraju svakom vokselu (volumni udio piksela). CT brojevi na računalu određeni su dubinom piksela i izražavaju se ovisno o vodi koja iznosi 0 HU. Na računalu se prikazuju različitim kontrastom samo dijelovi odabrani s područjem snimanja tj. FOV. [21] Najveći FOV za pregled neurokranija iznosi 25 cm. [20]

1.6.1 Prodornost (kV) i intenzitet snopa (mAs)

Prodornost rendgenskog zračenja označava količinu energije koju će rendgenska zraka proizvesti, određenu s kilovoltima. Prodornost ujedno utječe na kvalitetu slike – što su veći kV, prodornost zračenja kroz pacijentovo tijelo je veća, te je kvaliteta slike bolja. [22] Također, prodornost se određuje ovisno o pacijentovoj težini i visini. Za djecu zahtijeva se manja količina kV zbog njihove građe, dok za odrasle pacijente većih težina potrebni su veći kV kako bi detektori mogli apsorbirati zračenje. Dual-energy istraživanje provedeno na Sveučilištu u Erlangenu u Njemačkoj 2014., potvrdilo je da upotrebom manjih kV bitno se smanjuje efektivna doza s uspostavljanjem oštre i superiorne kvalitete slike s obzirom na single-energy CT. Ujedno se povećava šum s nižim kV, ali upotrebom rekonstrukcijskih algoritama te uvećanim signalom joda, potpuno je zanemariv. [23]

Manipulacijom miliampersekundi (intenziteta) utječe se na količinu elektrona koji će proizvesti fotone rendgenskog zračenja ovisno o vremenu. [24] Općenito se intenzitet mijenja s obzirom na građu pacijenta – što je gušći i veći dio snimanja potrebno je više miliampersekundi (mAs). [25] Prednost povećanja intenziteta je kraće vrijeme snimanja čime se izbjegavaju artefakti micanja, posebice tijekom snimanja toraksa i srca. Nadalje, šum se smanjuje ako se povećava mAs što dovodi do bolje kvalitete slike te zapažanja sitnih detalja preglednog organa. Bitan nedostatak koji proizlazi iz povećanja intenziteta je veća efektivna

doza pacijenta stoga je potrebno optimizirati količine miliampersekundi i kilovolta kako bi postigli što bolju kvalitetu slike te manju dozu zračenja. [26]

1.6.2 Efektivna doza zračenja

Postoje dva termina koja se koriste prilikom određivanja utjecaja zračenja na tijelo pacijenta: ekvivalentna i efektivna doza. Ekvivalentna doza računa se ovisno kako različita tkiva apsorbiraju zračenje, izražena u milisievertima (mSv). Svako tkivo je različito osjetljivo na zračenje, stoga se koristi termin efektivna doza za računanje utjecaja zračenja na cijelo tijelo u mSv-ima. [27] Za opisivanje zračenja u istraživanjima o CT uređaju najčešće se koristi CTDI tj. CT indeks doze koji predstavlja količinu zračenja apsorbiranu u jednom sloju snimanog dijela tijela pacijenta. Svaki snimani organ nije iste građe i veličine, te zračenje nikada neće biti u potpunosti uniformno jer retroperitonealni organi apsorbiraju manje zračenja od površinskih stoga je CTDI ključan faktor u računanju doze zračenja. Nadalje, potrebno je uzeti u obzir količinu zračenja apsorbiranu tijekom kompletnog snimanja objekta koje se može odrediti pomoću *dose length product*-a (DLP). [28]

Osim navedenih parametara koji utječu na dozu zračenja, debljina i količina slojeva predstavlja ključan faktor u određivanju ne samo efektivne doze zračenja, nego i kvalitete slike. Debljina kao i količina slojeva u potpunosti je povezana sa prostornom rezolucijom. Ako je količina slojeva veća, tj. debljina manja konačna slika snimanog objekta sadržavat će više informacija i detalja, odnosno prostorna rezolucija će biti veća. Problem predstavlja uvećana doza zračenja stoga je, prilikom snimanja pacijenta, potrebno odrediti važnost dijagnostičke informacije ovisno o zdravlju pacijenta. [29,30]

Kontrastno sredstvo ključan je dijagnostički alat tijekom snimanja različitih organa pacijenta jer pomaže boljoj vizualizaciji malih struktura i patoloških promjena. Potvrđeno je da apliciranjem kontrasta povećava se efektivna doza zračenja. [31] Istraživanje provedeno 2013. godine u Kini ustanovilo je da količina kontrastnog sredstva povezana je s količinom primljenog zračenja pacijenta. Glavni autor istraživačkog rada, Yu Cheng, koristio je dva različita volumena jednog kontrastnog sredstva tijekom snimanja neurokranija s dual-energy CT-om. Nakon provedene statističke analize zaključeno je da, zbog raznih karakteristika DECT-a, moguće je aplicirati manje količine kontrasta uz manju efektivnu dozu zračenja te bolje održavanje kvalitete slike. [32]

2. CILJ ISTRAŽIVANJA

Cilj istraživanja ovog rada bio je potvrditi prethodno postavljene hipoteze:

Hipoteza 1 - Efektivna doza zračenja statistički je značajno manja kod dual-energy CT-a usporedno sa single-energy CT-om neurokranija

Hipoteza 2 - Postkontrastne pretrage imaju veću dozu zračenja od nativnih pretraga učinjenih single i dual-energy CT-om

Hipoteza 3 – Broj rekonstruiranih slojeva je veći kod single-energy u odnosu na dual-energy CT

Hipoteza 4 - Metalni predmeti unutar područja interesa snimanja statistički značajno povećavaju dozu zračenja

Hipoteza 5 – Doza zračenja se povećava s brojem slojeva kod single i dual-energy CT-a

3. MATERIJALI I METODE

U svrhu provođenja ovog istraživanja potrebni materijali dobiveni su uvidom u medicinsku dokumentaciju putem radiološkog informatičkog sustava ISSA. Na Kliničkom zavodu za radiologiju KBC-a Rijeka nasumično je izabrano 120 ispitanika u vremenu od 1. siječnja 2016. do 1. siječnja 2019. godine, prijašnje upućenih na pretragu CT neurokranija. 60 pacijenata izabrano je za dual-energy te 60 za single-energy CT neurokranija. Pretraživali su se podaci vezani uz dual i single-energy kompjuteriziranu tomografiju upisivanjem ključnih riječi kao što su: postkontrastno, nativno, dual-energy CT, single-energy CT. Zapisivali su samo podaci iz pretraga učinjenih nativno i postkontrastno. Zbog integriranja dual-energy tehnike u tadašnje CT uređaje u proljeće 2018. godine, podaci za dual energy CT prikupljeni su u tom period, dok single-energy podaci pretraživani su u rasponu od 2016. do 2018. godine.

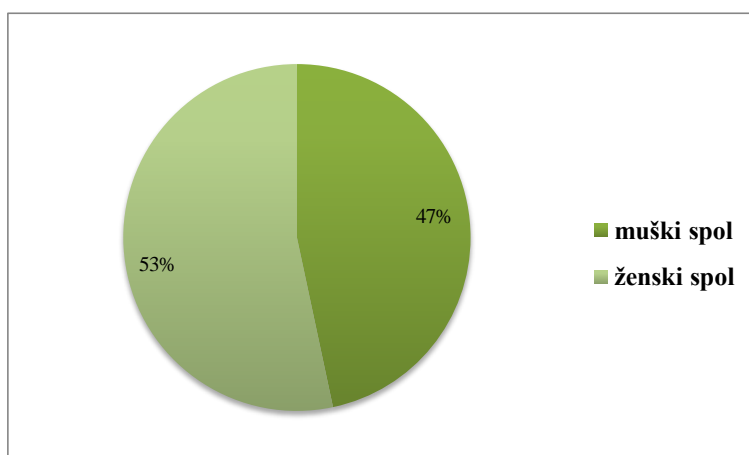
Zapisane informacije iz medicinske dokumentacije pacijenata uključivale su spol i godište ispitanika kao i visinu te težinu zbog aplikacije kontrastnog sredstva, podatke o dozi zračenja svakog topograma (DLP, kV, mAs, CTDI) te podatke o dozi zračenja za tehnike single i dual-energy neurokranija. Nadalje, zapisani su podaci o dozi zračenja učinjeni poskontrastnim protokolom za single i dual-energy neurokranija te volumen apliciranog kontrastnog sredstva i rekonstruirani slojevi. Svaki topogram ispitanika pregledan je određivanjem *field of view* -a (FOV) te zapisivanjem zapaženih metalnih predmeta.

4. REZULTATI

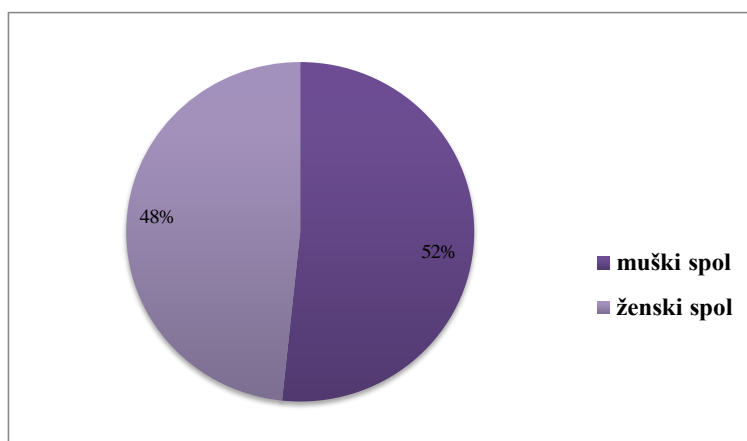
U istraživanje uključeno je 120 pacijenata upućenih na pretragu neurokranija, od kojih je 60 pacijenata pristupilo pretrazi sa dual-energy te 60 sa single-energy tehnikom.

Od 60 pacijenata za dual-energy CT, 32 pacijenta su bili ženskog spola, odnosno 53,3% te 28 pacijenata muškog spola, odnosno 46,67%. Dok od 60 pacijenata upućenih na pretragu neurokranija koristeći single-energy CT, 29 pacijenata bilo je ženskog spola, a 31 pacijent muškog spola, odnosno 48,33% ženskog te 51,67% muškog spola. Raspodjela pacijenata upućenih na dual i single-energy CT pretragu neurokranija ovisno o spolu prikazana je na grafu 1 i 2.

Graf 1. Raspodjela pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija ovisno o spolu

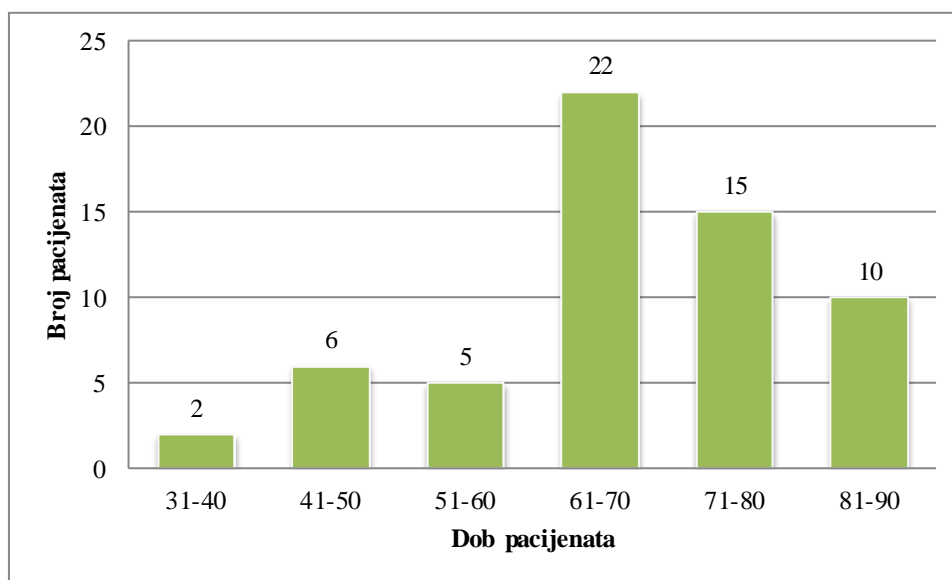


Graf 2. Raspodjela pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija ovisno o spolu



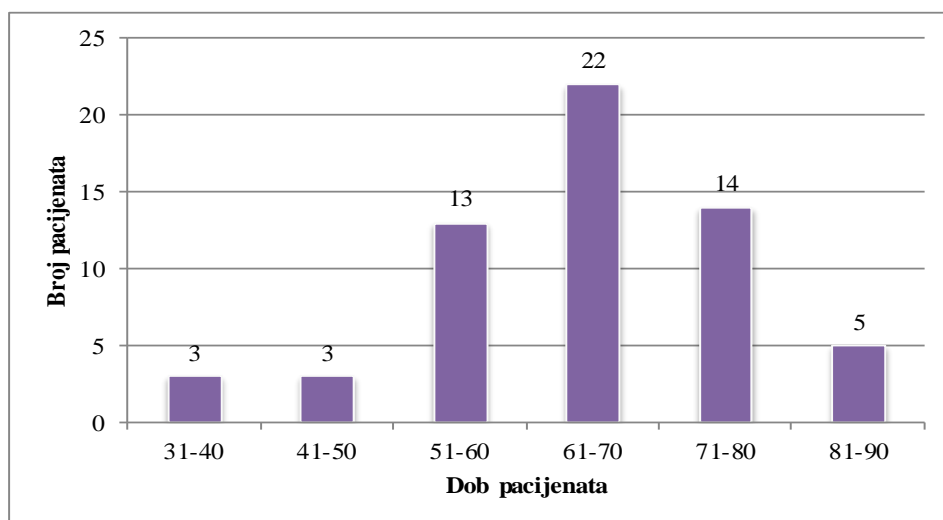
Između 60 pacijenata izabranih za dual-energy CT istraživanje, najmlađi pacijent imao je 36 godina dok najstariji 86 godina. Prosječna dob pacijenata iznosila je 67,3 godina. Raspodjelom dobi pacijenata po dobnim skupinama dobiveno je 6 razreda. U razredu od 31. do 40. godine nalaze se 2 pacijenta, od 41. do 50. godine 6, od 51. do 60. godine 5, od 61. do 70. godine 22, od 71. do 80. godine 15, te od 81. do 90. godine 10. Najmanji broj pacijenata nalazio se u dobnoj skupini između 31. i 40. godine, dok najveći broj svrstan je u razred od 61. do 70. godine koji je iznosio 22. Raspodjela dual-energy pacijenata u odnosu na godine prikazana je u grafu 3.

Graf 3. Raspodjela pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija u odnosu na godine



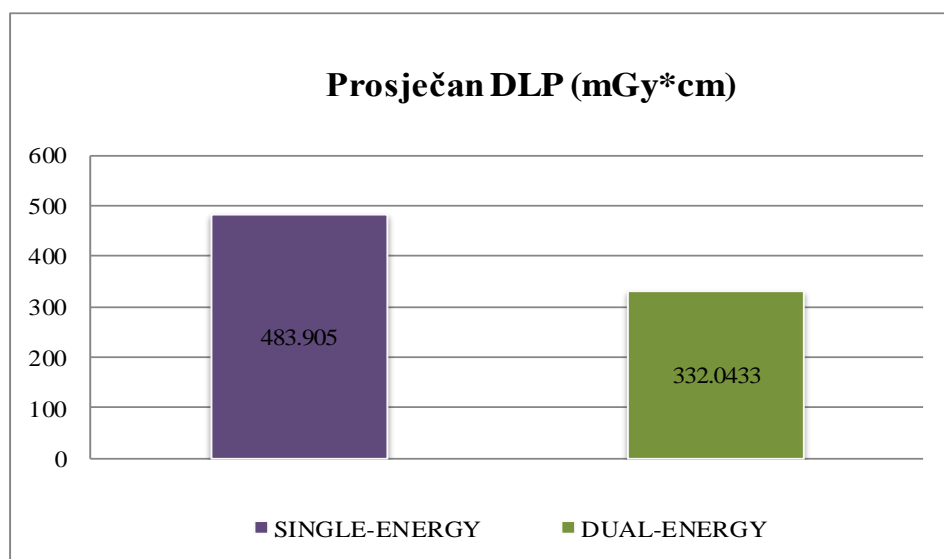
U skupini pacijenata izabranih za single-energy CT istraživanje, najmlađi pacijent imao je 34 godine, dok najstariji 87 godina. 65,35 godina iznosila je prosječna dob pacijenta. Raspodjela dobi pacijenata po dobnim skupinama jednaka je kao i kod dual-energy CT istraživanja te iznosi 6 razreda. U razredu od 31. do 40. godine pronašla su se 3 pacijenta, od 41. do 50. godine također 3, od 51. do 60. godine 13, od 61. do 70. godine 22, od 71. do 80. godine 14, te konačno od 81. do 90. 5 pacijenata. Najviše pacijenata svrstano je u razred od 61. do 70. godine, svega 22 pacijenta. Najmanji broj pacijenata nalazio se u dobnim skupinama između 31. i 40. godine te 41. i 50. godine koji iznosi 3 pacijenta. Raspodjela single-energy pacijenata u odnosu na godine prikazana je u grafu 4.

Graf 4. Raspodjela pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija u odnosu na godinu



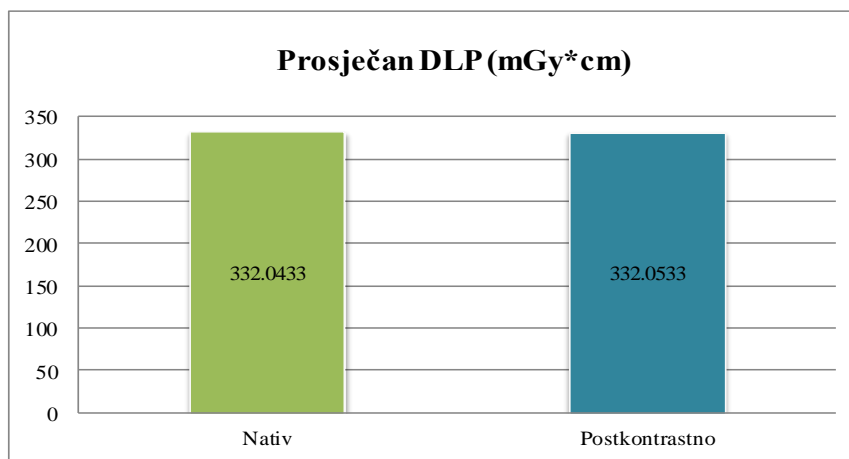
Testirana je razlika prosječnog DLP-a između dva uzorka pacijenata, 60 pacijenata skeniranih s dual-energy te 60 pacijenata sa single-energy CT tehnikom. U skupini pacijenata skeniranih s dual-energy CT tehnikom srednja vrijednost DLP-a iznosila je 332.04 (SD 32,92), dok u skupini pacijenata skeniranih sa single-energy CT tehnikom iznosila je 483,905 (SD 63,52). Upotrebom t-testa za nezavisne uzorke pokazala se statistički značajna razlika ($t = 16,442$, $p < 0,0001$). Izračunate vrijednosti prikazane su u grafu 5.

Graf 5. Usporedba prosječnog DLP-a za pacijente upućene na dual i single-energy CT neurokranija



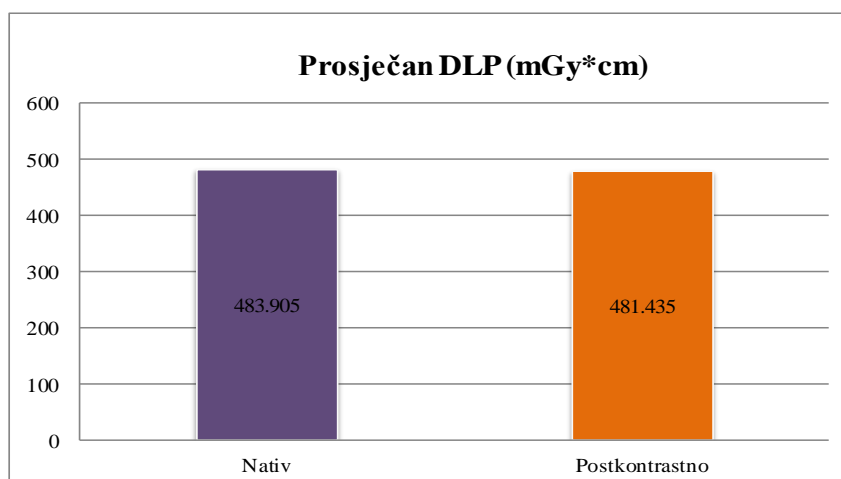
Testirane su razlike prosječnog DLP-a u grupi pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija između nativnog i postkontrastnog skeniranja. Prosječna vrijednost DLP-a kod nativnog skeniranja iznosila je 332,04 (SD 32,92), dok kod postkontrastnog snimanja 332,05 (SD 32,76). Upotrebom t- testa za zavisne uzorke nije uspostavljena značajna razlika ($t = -0,040$, $p = 0,968$). Navedeni rezultati prikazani su na grafu 6.

Graf 6. Razlika u DLP-u u grupi pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija između nativnog i postkontrastnog snimanja



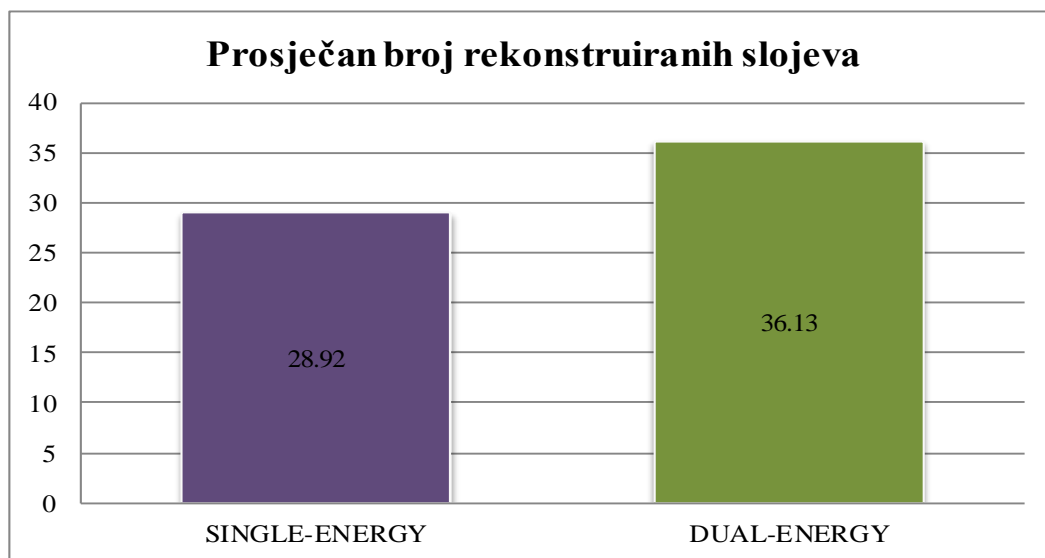
Također je provedena usporedba razlike prosječnog DLP-a u grupi pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija između nativnog i postkontrastnog skeniranja. Prosječna vrijednost DLP-a kod nativnog skeniranja iznosila je 483,9 (SD 63,51), dok kod postkontrastnog snimanja 481,43 (SD 65,14). Korištenjem t-testa za zavisne uzorke nije utvrđena statistički značajna razlika ($t = 1,606$, $p = 0,114$). Na grafu 7 prikazani su izračunati rezultati.

Graf 7. Razlika u DLP-u u grupi pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija između nativnog i postkontrastnog snimanja



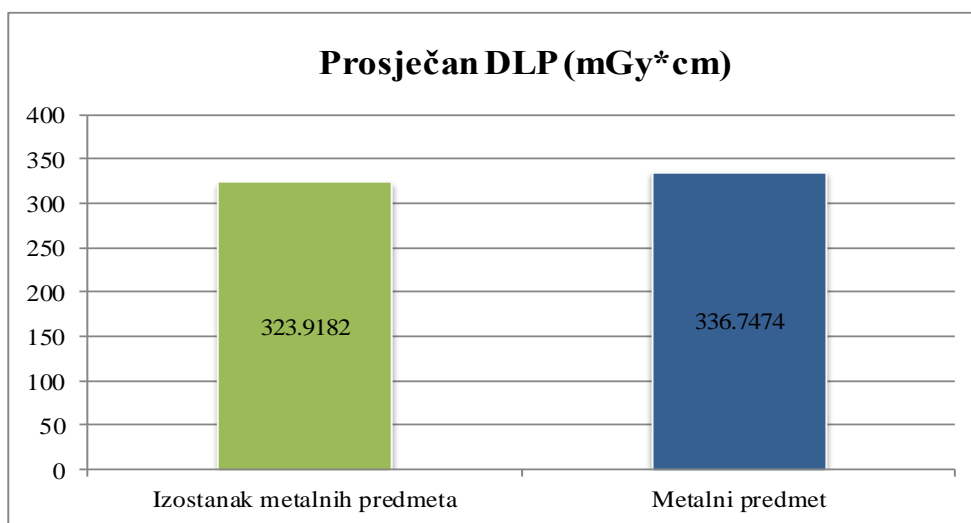
Testirana je razlika između broja rekonstruiranih slojeva kod pacijenata upućenih na single i dual-energy CT pretragu neurokranija. Kod pacijenata za single-energy CT prosječna vrijednost broja slojeva iznosila je 28,92. Najmanji broj slojeva iznosio je 26, dok najveći 42. Dok kod pacijenata za dual-energy CT prosječna vrijednost broja slojeva iznosila je 36,13. Najveći broj rekonstruiranih slojeva iznosio je 43, a najmanji 32. Izračunate vrijednosti prikazane su u grafu 8.

Graf 8. Usporedba prosječnog broja rekonstruiranih slojeva za pacijente upućene na single i dual-energy CT pretragu neurokranija



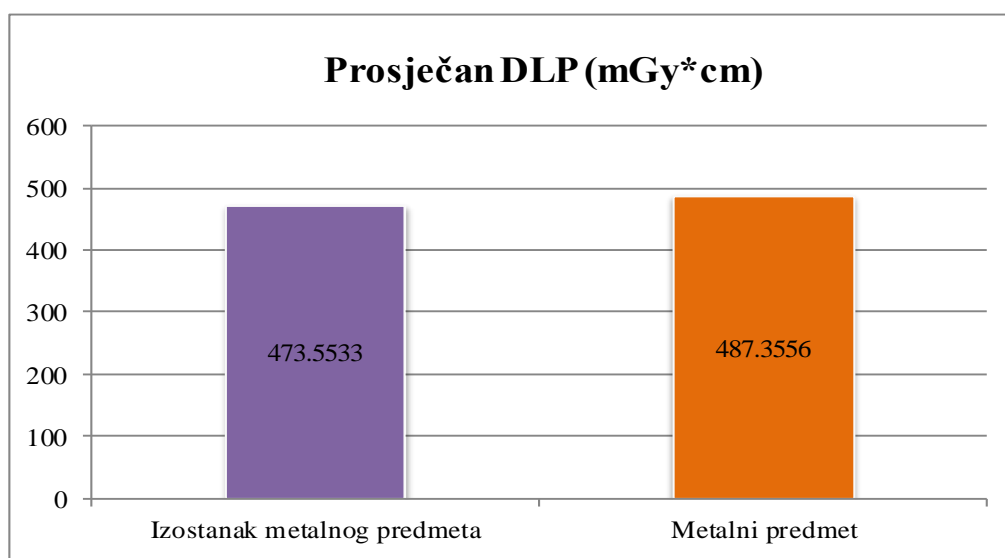
Provedena je usporedba DLP-a ovisno o zastupljenim metalnim predmetima tijekom snimanja korištenjem dual-energy tehnike. Od 60 pacijenata nasumično izabranih za istraživanje, kod 22 nisu zabilježeni metalni predmeti što znači da je kod 38 pacijenata na topogramu zapažen metalni objekt. Prosječan DLP kod pacijenata bez metalnog predmeta iznosio je 323,92 (SD 27,77), dok kod onih s metalnim objektom 336,75 (SD 35,05). Upotrebom t-testa za nezavisne uzorke nije zabilježena statistički značajna ($t = -1,469$, $p = 0,147$). Rezultati su prikazani na grafu 9.

Graf 9. Usporedba prosječnog DLP-a ovisno o prisutnosti metalnih predmeta u pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija



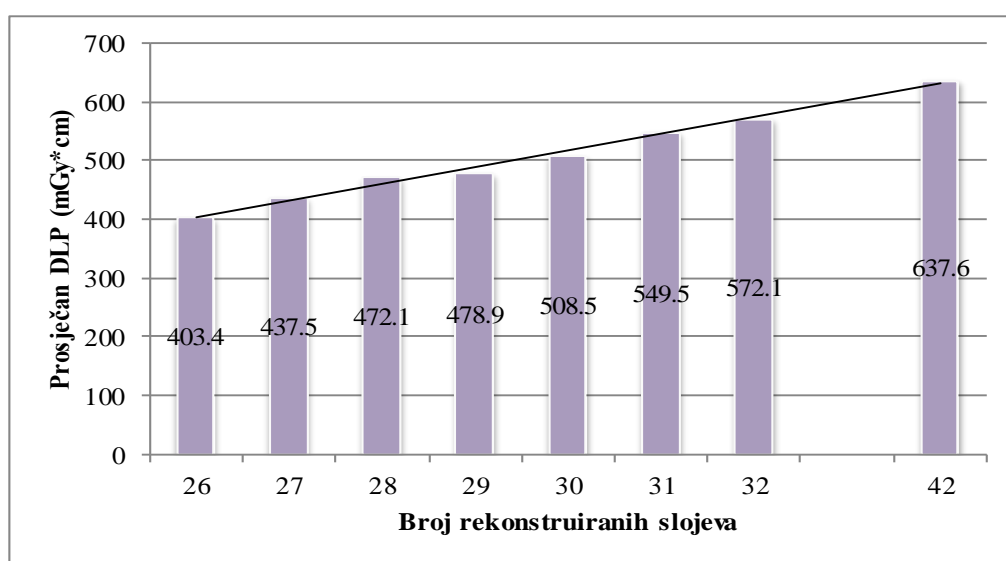
Također je testirana razlika prosječnog DLP-a ovisno o prisutnosti metalnih predmeta u pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija. Od 60 pacijenata, kod 15 pacijenata nisu zabilježeni metalni objekti, dok kod 45 pacijenta jesu. Kod pacijenata s odsutnim metalnim predmetima prosječan DLP iznosio je 473,55 (SD 81,55), a kod pacijenata s metalnim predmetima 487,36 (SD 56,97). T-test za nezavisne uzorke nije pokazao statistički značajnu razliku (t = - 0,726, p = 0,471). Na grafu 10 prikazani su dobiveni rezultati.

Graf 10. Usporedba prosječnog DLP-a ovisno o prisutnosti metalnih predmeta u pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija



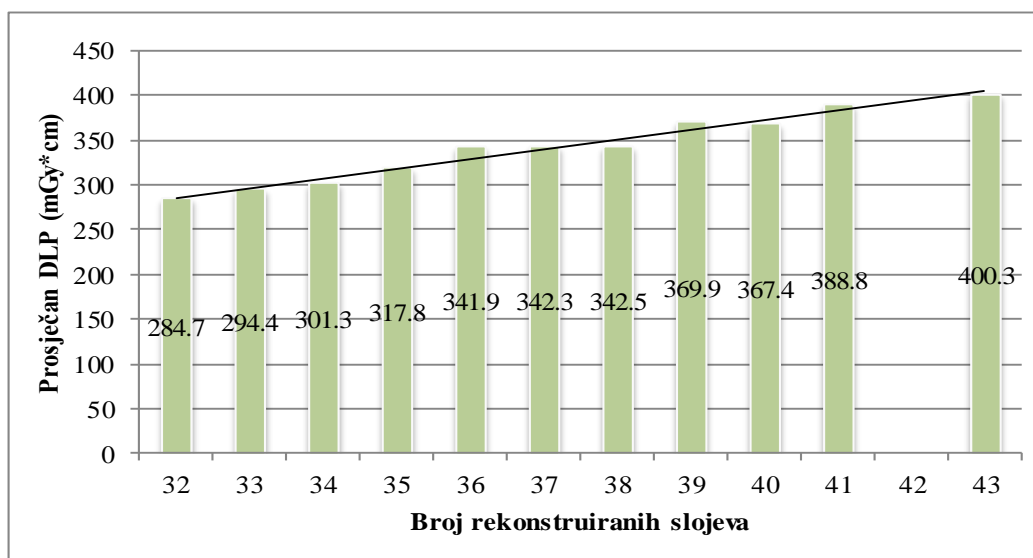
Testiran je odnos količine rekonstruiranih slojeva u odnosu na prosječan DLP kod pacijenata skeniranih sa single-energy tehnikom. Određene su skupine prema pojavi broja slojeva u 8 skupina. Prva skupina sadrži 26 slojeva s prosječnim DLP-om 403.4, druga skupina 27 slojeva s 437,5, treća skupina 28 slojeva s 472.1, četvrta skupina 29 slojeva s 478,9, peta skupina 30 slojeva s 508,6, šesta skupina 31 sloj s 549,5 i sedma skupina 572,1. Zadnja skupina razlikuje se od sedme skupine u 10 brojeva s prosječnim DLP-om 637,6 te se pojavila samo kod jednog uzorka. Navedeni rezultati prikazani su putem grafa 11.

Graf 11. Odnos količine slojeva u odnosu na DLP u pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija



Usporedno sa testiranjem razlike odnosa količine rekonstruiranih slojeva u odnosu na DLP kod pacijenata skeniranih sa single-energy tehnikom, testirana je razlika kod pacijenata snimanih s dual-energy tehnikom. Razvrstani su brojevi slojeva u 11 skupina od 32 do 43 sloja pritom izostavljajući broj 42 jer se nije pojavio kod ni jednog uzorka. Prva skupina s 32 sloja imala je prosječan DLP od 284,7, druga skupina 33 sloja s 294,4, treća skupina 34 sloja s 301,3, četvrta skupina 35 slojeva s 317,8, peta skupina 36 slojeva s 341,9, šesta skupina 37 slojeva s 342,3, sedma skupina 38 slojeva s 342,5, osma skupina 39 slojeva s 369,9, deveta skupina 40 slojeva s 367,4 i deseta skupina 41 sloj s prosječnim DLP-om od 388,8. Prosječan DLP kod posljednje skupine s 43 sloja iznosio je 400,3. Izračunati rezultati prikazani su u grafu 12.

Graf 12. Odnos količine slojeva u odnosu na DLP u pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija



5. RASPRAVA

U ovom završnom radu izvršena je retrospektivna analiza 120 pacijenata koji su u razdoblju od 1. siječnja 2016. do 1. siječnja 2019. godine upućeni na CT pregled neurokranija na Kliničkom zavodu za radiologiju, Kliničkog bolničkog centra u Rijeci. Od 120 pacijenata, 60 ih je podvrgnuto pretrazi koristeći single-energy tehniku, te 60 pacijenata upotrebom dual-energy tehnike.

Analizom podataka s obzirom na spol kod dual-energy grupe, nešto veći postotak žena je zabilježen, svega 53,3%, nego muškaraca (46,67%). Razvrstavajući podatke o godištim na dobne skupine pacijenata, u rasponu od 61. do 70. godine pronašao se najveći broj pacijenata. U toj skupini nalazi se 22 pacijenta. Zaključivši da su se najčešće na pretragu CT neurokranija koristeći dual-energy tehniku upućivali pacijenti starije dobi (između 61. i 70. godine) te ženskog spola.

Istovrsnom analizom za pacijente upućene na single-energy CT pretragu neurokranija s obzirom na spol, zabilježeni su različiti rezultati. Od 60 pacijenata veći je broj muškaraca zastupljen (51,67%) od žena (48,33%). Podjelom podataka s obzirom na dob, najveći broj pacijenata nalazio se u dobnoj skupini između 61. i 70. godine. Kao i kod dual-energy grupe, u toj skupini nalazilo se 22 pacijenta. Zbog navedenih rezultata zaključeno je da su najčešće na pretragu CT neurokranija koristeći single-energy tehniku bili podvrgnuti pacijenti starije dobi te muškog spola.

Usporedbom prosječnog *dose length product*-a (DLP) između dvije grupe pacijenata (60 pacijenata skeniranih s dual-energy tehnikom te 60 sa single-energy tehnikom) rezultati rada pokazali su da je prosječan DLP kod dual-energy grupe manji 1,5 puta nego kod single-energy grupe. Srednja vrijednost DLP-a kod dual-energy grupe iznosila je 332,04 (SD 32,92), a u single-energy skupini 483,905 (SD 63,52). Koristeći jednadžbu za efektivnu dozu koja se izračunava umnoškom DLP-a i težinskog faktora za glavu (0,0031) zaključeno je da se doza zračenja može opisati putem DLP-a, te je time potvrđena prva hipoteza. (33) Istraživanje objavljeno 2011. godine u američkom *Journal of Neuroradiology* ukazuje na velike mogućnosti korištenja dual-energy protokola za snimanje neurokranija zbog smanjene doze zračenja uz održavanje jednake kvalitete slike kao i kod single-energy tehnike. (12)

Osim usporedbe srednjeg DLP-a između dual i single-energy tehnika, provedeno je istraživanje odnosa srednjeg DLP-a između nativnog i postkontrastnog snimanja za pojedinačne skupine. U skupini pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija, nije zabilježena značajna razlika između prosječnih vrijednosti DLP-a kod nativnog (332,04, SD 32,92) i postkontrastnog snimanja (332,05, SD 32,76). Statističkom analizom upotrebom t-testa uspostavljeno je da nema značajne razlike ($t = -0,040$, $p = 0,968$). U skupini pacijenata koji su bili podvrgnuti CT snimanju neurokranija upotrebom single-energy tehnike, također t-testom nije utvrđena statistički značajna razlika ($t = 1,606$, $p = 0,114$). Prosječan DLP kod nativnog snimanja iznosio je 483,9 (SD 63,51) te kod postkontrastnog 481,43 (SD 65,14). Navedenim rezultatima odbacujemo drugu hipotezu ovog istraživanja – postkontrastne pretrage imaju veću dozu zračenja od nativnih pretraga učinjenih single i dual-energy CT-om. Nekolicina istraživanja provedena je o utjecaju kontrastnog sredstva na dozu zračenja upotrebom klasičnih protokola koristeći single-energy CT tehniku. Ona ukazuju na uvećanu količinu zračenja aplikacijom kontrastnog sredstva ali ne objašnjavaju potpuni biloški efekt na organizam pacijenta. (31) Međutim, Yuan i suradnici su se osvrnuli na mogućnost korištenja 50% manjeg volumena kontrasta kod dual-energy tehnike dok daljnja istraživanja o ovisnosti kontrastnog sredstva i doze zračenja nisu zabilježena. (34)

Nadalje, testirana je razlika broja rekonstruiranih slojeva između dual i single-energy skupina te je zabilježeno da kod pacijenata snimanim single-energy tehnikom prosječan broj slojeva iznosio je 28,92, a kod pacijenata skeniranih sa dual-energy tehnikom srednja vrijednost slojeva iznosila je 36,13. Zaključujući da dual-energy tehnikom postigne se 1,24 puta veći broj slojeva što odbacuje treću hipotezu - broj rekonstruiranih slojeva je veći kod single-energy u odnosu na dual-energy CT.

Osim usporedbe ovisnosti prosječnog DLP-a o kontrastnom sredstvu, također je ispitan odnos prosječnog DLP-a o zastupljenim metalnim predmetima kod dual i single-energy skupina. Kod obje skupine nije zabilježena značajna statistička razlika (kod dual-energy skupine $t = -1,469$, $p = 0,147$; kod single-energy skupine $t = -0,726$, $p = 0,471$) što odbacuje četvrtu hipotezu.

Također se u ovom istraživanju htio vidjeti odnos količine slojeva i srednjeg DLP-a kod pacijenata upućenih na single i dual-energy CT pretragu neurokranija. U skupini pacijenata podvrgnutih single-energy CT pretrazi statistički i grafički je prikazan linearni

porast prosječnog DLP-a u odnosu na porast slojeva. U skupini s najmanjim brojem slojeva (26) srednja vrijednost DLP-a iznosila je 403,4 dok kod zadnjeg uzorka s brojem slojeva 42 prosječni DLP iznosio je 637,6, što znači da je DLP posljednjeg uzorka 1,58 puta veći nego prvi uzorak. Slični rezultati postignuti su istraživanjem za dual-energy skupinu gdje je prosječna vrijednost DLP-a posljednjeg uzorka (400,3) 1,4 puta veća nego kod prvog uzorka (284,7) što potvrđuje petu i posljednju hipotezu.

6. ZAKLJUČAK

Statistička analiza podataka o pacijentima upućenim na single i dual-energy CT pretragu neurokranija provedena u razdoblju od 1. siječnja 2016. do 1. siječnja 2019. godine rezultirala je slijedećim zaključcima:

- Od 60 nasumično izabranih ispitanika za dual-energy tehniku, nešto više je bilo žena nego muškaraca, odnosno 53,3% je bilo ženskog te 46,67% muškog spola.
- Najmlađi pacijent imao je 36 godina, a najstariji 86 godina.
- Najveći broj pacijenata nalazio se u dobnoj skupini između 61. i 70. godine života te je iznosio 22.
- Od 60 nasumično izabranih ispitanika za single-energy tehniku, više je bilo muškaraca (51,67%) od žena (48,33%).
- Najmlađi pacijent imao je 34 godine, dok najstariji 87 godina.
- Najveći broj pacijenata svrstan je u razred od 61. do 70. godine te je iznosio 22, kao i kod dual-energy grupe.
- Testirana je razlika prosječnog DLP-a između dvije grupe pacijenata.
- U dual-energy skupini pacijenata srednja vrijednost DLP-a iznosila je 332,04 (SD 32,92), dok u skupini pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija iznosila je 483,905 (SD 63,52).
- T-test pokazao je značajnu razliku ($t = 16,442$, $p < 0,0001$) odnosno da je prosječna vrijednost DLP-a kod dual-energy skupine manja nego kod single-energy grupe.
- Usporedbom prosječne vrijednosti DLP-a između nativnog i postkontrastnog snimanja za dual-energy tehniku nije upostavljena statistički značajna razlika ($t = 0,040$, $p = 0,968$).
- Prosječna vrijednost DLP-a kod nativnog skeniranja iznosila je 332,04 (SD 32,92), dok kod postkontrastnog snimanja 332,05 (SD 32,76).
- Provedena usporedba srednje vrijednosti DLP-a za single-energy grupu ustanovila je da ne postoji značajna razlika između nativnog (483,9) i postkontrastnog snimanja (481,43) upotrebom t-testa za zavisne uzorke ($t = 1,606$, $p = 0,114$).

- Veći broj rekonstruiranih slojeva prisutan je kod pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija s prosječnim brojem slojeva 36,13. Dok kod pacijenata skeniranih sa single-energy tehnikom prosječan broj slojeva iznosio je 28,92.
- Ovisnost metalnih predmeta o prosječnom DLP-u za dual i single-energy tehnike nije pokazala statistički značajne razlike.
- Za dual-energy grupu pacijenata, t-test je pokazao slijedeće rezultate: $t = -1,469$, $p = 0,147$, dok za single-energy grupu $t = -0,726$, $p = 0,471$.
- Zabilježen je linearni porast broja rekonstruiranih slojeva u odnosu na srednju vrijednost DLP-a kod obje skupine.
- U grupi pacijenata skeniranih sa single-energy tehnikom, najmanji broj slojeva iznosio je 26 s prosječnim DLP-om 403,4, a najveći broj slojeva 42 s prosječnim DLP-om 637,6.
- Razlika u prosječnom DLP-u između najmanjeg i najvećeg uzorka iznosila je 1,58.
- Podaci o pacijentima skeniranih s dual-energy tehnikom, pokazuju razliku od 1,4 između prosječnog DLP-a najmanjeg (284,7) i najvećeg uzorka (400,3).

7. SAŽETAK

Dual-energy kompjuterizirana tomografija (DECT) predstavlja novu tehniku izvedbe kombinirajući visoke i niske napone za snimanje različitih organa pacijenta. Dok kod single-energy CT-a (SECT) jedna rendgenska cijev stvara heterogeni snop s različitim energijama, DECT proizvodi dva energijska spektra. Kako bi postigli dvije vrijednosti napona, takav CT uređaj zahtijeva različitu građu *gantry*-a. Postoji nekoliko načina kako postići dvije različite vrijednosti napona: dual-energy CT s dva izvora zračenja, brza izmjena kV upotrebom jedne rendgenske cijevi, slojevito postavljeni detektori s jednim izvorom zračenja te filtriranjem zračenja pri izlasku iz rendgenske cijevi. Uz dual-energy CT moguće je razlikovati tkiva s obzirom kako atenuiraju visoke i niske energije upotrebom različitih rekonstrukcijskih algoritama. Tako je moguće istaknuti i lokalizirati područja koja sadrže veće količine joda u svrhu razlikovanja tumora štitnjače od normalnog tkiva.

Cilj ovog retrospektivnog istraživanja bio je usporediti dozu zračenja u pretragama neurokranija koristeći dual i single-energy CT tehnike snimanja. Nasumično je izabrano 60 pacijenata upućeno na single-energy CT pretragu neurokranija te 60 pacijenata za dual-energy CT. Potrebni podaci prikupljeni su uvidom u medicinsku dokumentaciju pacijenata putem radiološkog informatičkog sustava. Provedena je usporedba dvije grupe pacijenata na osnovi spola i dobi, ovisnosti metalnih predmeta o dozi zračenja, ovisnosti kontrastnog sredstva o dozi zračenja, broja rekonstruiranih slojeva i ovisnosti broja slojeva o dozi zračenja. Testirana je i razlika u dozi zračenja između dvije grupe pacijenata koja je dovela do ključnog zaključka ovog istraživanja - efektivna doza zračenja pacijenta je statistički značajno manja kod dual-energy CT-a usporedno sa single-energy CT-om neurokranija.

Ključne riječi: kompjuterizirana tomografija, single-energy, dual-energy, doza zračenja, snimanje, neurokranij

7. SUMMARY

Dual energy computed tomography is a new imaging technique which combines high and low voltages used for visualization of patient's organs. While in single energy CT (SECT) one X-ray tube produces heterogenous beam containing different energies, DECT has two energy spectra. In order to achieve two voltage values, such CT machine requires a different structure of the gantry. There are several ways to achieve two different voltage values: dual energy CT with two X-ray tubes, rapid kV switching using a single X-ray tube, layered detectors with a single X-ray source and beam filtration of the X-ray source. Due to dual energy CT, it is possible to differentiate tissues with regard to how they attenuate high and low energies using different reconstruction algorithms. Thus, it is possible to highlight and localize areas containing higher amounts of iodine for the purpose of distinguishing thyroid tumors from normal tissue.

The aim of this retrospective study was to compare radiation dose in the imaging of the neurocranium using dual and single energy CT imaging techniques. 60 patients directed to single energy CT of the neurocranium and 60 patients to dual energy CT were randomly selected. The necessary data was collected accessing the patients' medical records through the ISSA system. A comparison was made between the two groups of patients on the basis of sex and age, dependence of metal objects on radiation dose, dependence of contrast medium on radiation dose, number of reconstructed slices and dependence of number of slices on the radiation dose. The difference of the radiation dose between the two groups of patients was tested, which led to the key conclusion of this study – the effective radiation dose of the patient is statistically significantly lower in dual energy CT compared to single energy CT of the neurocranium.

Key words: computed tomography, single energy, dual energy, radiation dose, imaging, neurocranium

8. LITERATURA

1. Strugačevac, P. Teorijska osnova imaging CT tehnike. Osijek: Klinička bolnica; 1999.
2. Zadravec D, Gregurić T, Smoljan M, Mustapić M, Miličić G, Jović A et al.
Evaluation of the head multislice computed tomography scan in emergency department. *Acta Clin Croat.* 2017; 56:284-291
3. Lennartz S, Laukamp KR, Neuhaus V, , Große Hokamp N, Le Blanc M, Maus V et al.
Dual-layer detector CT of the head: Initial experience in visualization of intracranial hemorrhage and hypodense brain lesions using virtual monoenergetic images. *Eur J Radiol.* 2018; 108:177-183
4. Hsieh J. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. Bellingham, WA : SPIE Optical Engineering Press; 2003.
5. Flohr T, CT systems. *Curr Radiol Rep.* 2013; 1:52–63
6. Artul S, Ring artifact in multidetector CT. *BMJ Case Rep.* 2013; bcr-2013-201379
7. Goldman LW, Principles of CT and CT technology. *J. Nucl. Med. Technol.* 2007; 35:115–128
8. Katada K, Characteristics of Multislice CT. *JMAJ.* 2002; 45(4): 175–179
9. Mahesh M. MDCT Physics: The Basics – Technology, Image Quality and Radiation Dose. Philadelphia, USA: Lippincott Williams and Wilkins, 2009.
10. Goldman LW, Principles of CT: Multislice CT. *J. Nucl. Med. Technol.* 2008; vol. 36 no. 2 57-68
11. International Atomic Energy Agency. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications. Vienna: IAEA; 2012.
12. Tawfik AM, Kerl JM, Razek AA, Bauer RW, Nour-Eldin NE, Vogl TJ, Mack MG, Image Quality and Radiation Dose of Dual-Energy CT of the Head and Neck Compared with a Standard 120-kVp Acquisition. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2011; 32:1994–99
13. Forghani R, De Man B, Gupta R, Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage and Implementation: Part 1 and 2. *Neuroimag Clin N Am* 27. 2017; 371–384
14. Postma AA, Das M, Stadler AAR, Wildberger JE, Dual-Energy CT: What the Neuroradiologist Should Know. *Curr Radiol Rep.* 2015; 3:16

15. Woo Goo H, Mo Goo J, Dual-Energy CT: New Horizon in Medical Imaging. Korean J Radiol. 2017; 18(4):555-569
16. Forghani R, Kelly HR, Curtin HD, Applications of Dual-Energy Computed Tomography for the Evaluation of Head and Neck Squamous Cell Carcinoma. Neuroimag Clin N Am 27. 2017; 445–459
17. Matsumoto K, Jinzaki M, Tanami Y, Ueno A, Yamada M, Kuribayashi S, Virtual Monochromatic Spectral Imaging with Fast Kilovoltage Switching: Improved Image Quality as Compared with that obtained with Conventional 120-kVp CT. Radiology. 2011; 259(1):257-62
18. Phan CM, Yoo AJ, Hirsch JA, Nogueira RG, Gupta R, Differentiation of Hemorrhage from Iodinated Contrast in Different Intracranial Compartments Using Dual-Energy Head CT. AJNR Am J Neuroradiol. 2012; 33(6):1088-94
19. Karçaaltıncaba M, Aktaş A, Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications. Diagn Interv Radiol. 2011; 17:181–194
20. lifespan.org [Internet]. Lifespan, Rhose Island's First Health System; 2019. Dostupno na: <https://www.lifespan.org/sites/default/files/lifespan-files/documents/centers/ct-scan/protocols/head/16/16-axial-brain.pdf>, pristupljeno 8. srpnja 2019.
21. Miletić, D. Digitalni zapis u Radiologiji. Rijeka: Sveučilište u Rijeci; 2010.
22. Subburaj K, editor. CT Scanning – Techniques and Applications. Rijeka: InTech; 2011.
23. Lell MM, May MS, Brand M, Eller A, Buder T, Hofmann E et al. Imaging the Paranasal Sinus Region with a Third-Generation Dual-Source CT and the Effect of Tin Filtration on Image Quality and Radiation Dose. AJNR Am J Neuroradiol. 2015; 36:1225–30
24. Frey GD. Basic CT Parameters. AJR. 2014; 203:W126–W127
25. Siegel MJ, Lowering the Dose: mA and kVp, Mallinckrodt Institute of Radiology Washington University Medical Center St. Louis, MO. Dostupno na: <https://www.scbtmlr.org/Portals/9/Meetings/2012/Symposium/Lowering%20the%20Dose%20mA%20and%20kVp%20-%20Siegel.pdf>, pristupljeno: 10.srpnja 2019.
26. Admin in General Radiology, Radiologykey: Fastest Radiology Insight Engine, 7.5.2016. Dostupno na: <https://radiologykey.com/principles-of-exposure-and-image-quality/>, pristupljeno: 10.srpnja 2019.
27. icrpaedia.org [Internet] Editors. Absorbed, Equivalent, and Effective Dose, Icrpaedia The System of Radiological Protection, June 2019. Dostupno na:

- http://icrpaedia.org/Absorbed,_Equivalent,_and_Effective_Dose, pristupljeno: 10. srpnja 2019.
28. xrayphysics.com [Internet] Hammer M. Different Measures of Dose, CT Physics: Dose Measurement in CT, 2014. Dostupno na: <http://xrayphysics.com/ctdose.html>, pristupljeno: 10. srpnja 2019.
 29. Sandborg M., Computed Tomography: Physical principles and biohazards. Švedska: Institutionen för radiologi, Universitetet i Linköping; 1995. ISSN: 1102-1799
 30. Alshipli M, Kabir NA. Effect of slice thickness on image noise and diagnostic content of single-source-dual energy computed tomography. Kabir J. Phys. 2017; Conf. Ser. 851 012005
 31. Sahbaee P, Abadi E, Segars WP, Marin D, Nelson RC, Samei E. The Effect of Contrast Material on Radiation Dose at CT: Part 2. A Systematic Evaluation across 58 Patient Models. Radiology. 2017; 283(3):749-757
 32. Chen Y, Xue H, Jin Z, Zhang J, Sun H, Wang X et al. 128-Slice Accelerated-Pitch Dual Energy CT Angiography of the Head and Neck: Comparison of Different Low Contrast Medium Volumes. PLoS One. 2013; 8(11): e80939
 33. Siegel MJ, CT Dose Measures, Mallinckrodt Institute of Radiology Washington University Medical Center St. Louis, MO. Dostupno na: <http://www.scbtmr.org/Portals/9/Meetings/2012/Symposium/CT%20Dose%20Measures%20-%20Siegel.pdf>, pristupljeno: 12. srpnja 2019.
 34. Henzler T, Fink C, Schoenberg SO, Schoepf UJ. Dual-Energy CT: Radiation Dose Aspects. American Journal of Roentgenology. 2012; 199: S16-S25. 10.2214/AJR.12.9210

9. PRILOZI

Slike

Slika 1. Topogram neurokranija od prvog CT uređaja (lijevo) i multidetektorskog CT uređaja (desno)	4
Slika 2. Shematski prikaz prve generacije CT uređaja	5
Slika 3. Shematski prikaz druge generacije CT uređaja (lepezasti snop zračenja s većim brojem detektora)	6
Slika 4. Shematski prikaz treće generacije CT uređaja s linearnim detektorskim sustavom	7
Slika 5. Shematski prikaz četvrte generacije CT uređaja	8
Slika 6. Shematski prikaz konstrukcije CT uređaja	11
Slika 7. Dual-energy CT s dva izvora zračenja	13
Slika 8. Dual-energy CT uređaj s brzom izmjenom kV	14
Slika 9. Slojevito postavljeni detektori u dual-energy CT uređaju	15
Slika 10. Virtualne monokromatske slike vrata nastale energijom od 40 keV (lijevo) i 140 keV (desno)	16
Slika 11. Kraniogram nastao single-energy CT-om (lijevo) i VMI neurokranija s 55 keV (desno)	17
Slika 12. Weighted average slika neurokranija	17
Slika 13. Mapa joda neurokranija	18

Grafovi

Graf 1. Raspodjela pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija ovisno o spolu	24
Graf 2. Raspodjela pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija ovisno o spolu	24
Graf 3. Raspodjela pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija u odnosu na godine	25
Graf 4. Raspodjela pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija u odnosu na godine	26
Graf 5. Usporedba prosječnog DLP-a za pacijente upućene na dual i single-energy CT neurokranija	26

Graf 6. Razlika u DLP-u u grupi pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija između nativnog i postkontrastnog snimanja	27
Graf 7. Razlika u DLP-u u grupi pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija između nativnog i postkontrastnog snimanja	27
Graf 8. Usporedba prosječnog broja rekonstruiranih slojeva za pacijente upućene na single i dual-energy CT pretragu neurokranija	28
Graf 9. Usporedba prosječnog DLP-a ovisno o prisutnosti metalnih predmeta u pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija	29
Graf 10. Usporedba prosječnog DLP-a ovisno o prisutnosti metalnih predmeta u pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija	29
Graf 11. Odnos količine slojeva u odnosu na DLP u pacijenata upućenih na single-energy CT pretragu neurokranija	30
Graf 12. Odnos količine slojeva u odnosu na DLP u pacijenata upućenih na dual-energy CT pretragu neurokranija	31

10. ŽIVOTOPIS PRISTUPNIKA

Rođena sam 23. siječnja 1998. godine u Slavonskom Brodu. Započela sam obrazovanje pohađanjem Osnovne škole Hugo Badalić. 2012. godine upisala sam Klasičnu gimnaziju fra Marijana Lanosovića u Slavonskom Brodu. Nakon maturiranja 2016. godine upisala sam smjer radiološke tehnologije na Fakultetu zdravstvenih studija u Rijeci.